

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR
GABRIEL DIAMOND-OUELLETTE

PARAMÈTRES DE CINÉMATIQUE ANGULAIRE À LA CHEVILLE SENSIBLES
À LA DÉTÉRIORATION DU GENOU ARTHROSIQUE COMPARATIVEMENT À
UN GENOU ASYMPTOMATIQUE LORS DE LA MARCHÉ

NOVEMBRE 2015

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

Ce mémoire a été dirigé par :

Karine Boivin, Ph. D.	Université du Québec à Trois-Rivières
directeur de recherche, grade	Rattachement institutionnel

William Lee, DPM	Université du Québec à Trois-Rivières
codirecteur de recherche, grade	Rattachement institutionnel

Jury d'évaluation du mémoire :

Karine Boivin, Ph. D.	Université du Québec à Trois-Rivières
Prénom et nom, grade	Rattachement institutionnel

Philippe Fait, Ph. D., ATC, CAT (C).	Université du Québec à Trois-Rivières
Prénom et nom, grade	Rattachement institutionnel

Paul Allard, Ph. D.	École Polytechnique de Montréal
Prénom et nom, grade	Rattachement institutionnel

REMERCIEMENTS

En premier lieu, j'aimerais remercier mes directeurs de recherche, Karine Boivin et William Lee, qui ont avant tout, pu voir un certain potentiel en moi et ainsi me proposer la possibilité de travailler sur ce projet. Je tiens encore une fois à remercier Karine pour son temps, ses encouragements, mais surtout pour sa patience tout au long de ce projet.

Merci au Dr Philippe Fait et au Dr Paul Allard d'avoir accepté d'agir à titre de membre du jury. Merci aussi à Gérald Parent et à Louis Laurencelle pour leur générosité en termes de disponibilité ainsi que pour le partage de leurs savoirs. En ce qui concerne Gérald, je lui exprime des remerciements pour le développement de fonctions de type Matlab servant à l'extraction des paramètres biomécaniques ainsi que pour l'aide apportée pour résoudre les problèmes d'axes à la cheville que nous avons rencontrés. Dans le cas de Louis, je lui exprime aussi des remerciements pour son appui dans le processus d'analyse grâce à son incontestable expertise en matière de statistiques ainsi que le temps accordé pour que toutes les analyses soient parfaites.

J'aimerais aussi remercier les divers organismes qui ont apporté une aide financière pour ce projet. À cet effet, je remercie le Fonds de soutien aux projets de recherche en émergence (Fondation de l'UQTR), le Fonds pour la recherche clinique et le maintien des compétences ainsi que le Fonds institutionnel de la recherche.

Pour finir, j'aimerais remercier les membres de ma famille ainsi que mes amis pour leurs soutiens, pour me permettre d'être moi-même, mais surtout pour leur capacité à me faire lâcher prise.

RÉSUMÉ

L'atteinte arthrosique du genou (gonarthrose) est l'une des manifestations les plus conséquentes en termes d'incapacité motrice. Les effets de la gonarthrose sur les mouvements 3D du complexe cheville/pied en lien avec l'état du genou sont très peu documentés. L'objectif de ce projet est alors d'analyser l'impact de l'arthrose du genou sur la cheville pendant la marche et de vérifier si certains paramètres sont influencés par la sévérité radiologique ainsi que par la sévérité fonctionnelle des patients (cette dernière évaluée par le questionnaire WOMAC). Le second objectif consiste à explorer s'il y a présence de relations interarticulaires significatives entre le genou et la cheville ainsi que de faire ressortir les principaux facteurs d'interrelation entre deux niveaux articulaires.

Les données biomécaniques utilisées dans ce travail ont été acquises lors d'un protocole de marche sur tapis roulant du projet de Boivin (2010) comportant une cohorte de 16 personnes asymptomatiques (AS) et de 33 patients gonarthrosiques (OA). Les analyses sont réalisées ici sur les valeurs moyennées à partir d'un total de 15 cycles de marche par participant : cela pour 18 paramètres extraits des patrons de cinématique angulaire à la cheville. En termes d'analyses statistiques, une ANOVA par contraste a été utilisée afin de cibler les paramètres discriminants, à la cheville, entre les OA et les AS. Par la suite, une analyse de variations monotones d'Abelson & Tukey a aussi été réalisée pour déceler les paramètres sensibles à la sévérité radiologique ainsi que fonctionnelle. Une matrice de corrélations de type *Pearson* mettent en relation des paramètres de mouvement significatifs au niveau du genou (selon les travaux de Boivin, 2010) et ceux au niveau de la cheville a été appliquée pour extraire les relations significatives dans cette étude du comportement interarticulaire. Pour finir une analyse par composante principale a été faite afin de mieux faire ressortir les principaux facteurs régissant la structure d'interrelation interarticulaire.

Des résultats significatifs ont été observés dans le plan frontal du mouvement articulaire de la cheville. À cet effet, un total de quatre paramètres de cinématique à la cheville ce sont avérés sensibles à une détérioration croissante de l'état du genou arthrosique. De plus, certains paramètres du plan frontal sont ressortis comme étant significativement, mais faiblement reliés à la douleur des patients ($r = 0,38$ pour les deux changements angulaires en éversion ($\Delta\theta_{E3}$ et $\Delta\theta_{E5}$)). Enfin, des relations significatives entre les paramètres de mouvement au genou (issus des travaux de Boivin 2010) et extraits ici des analyses dans les trois plans de mouvements articulaires de la cheville ont été observées, cela selon des corrélations (r) allant de $-0,58$ à $0,29$. L'analyse par composante principale a permis de mettre en relief quatre facteurs expliquant jusqu'à 61,1% de la variance totale du tableau de corrélations.

En conclusion, l'ensemble de ce travail de recherche montre que les patrons de cinématique 3D à la cheville, dans le plan frontal, fluctuent avec l'évolution de l'atteinte arthrosique. Cette atteinte induit donc des ajustements concomitants des stratégies de mouvement angulaire entre le genou et la cheville tout en observant la présence de relation de faible ($r = -0,28$) à force moyenne ($-0,58$) entre les deux articulations.

Une limite à soulever de ce travail de recherche est que le pied a été considéré, pour les fins des analyses biomécaniques, comme étant un segment rigide. Or, pour être davantage fidèle à son anatomie et à sa fonction, il y a lieu d'étudier le pied en mouvement en considérant la cinématique multi-segmentaire pour les fins d'une meilleure compréhension de sa biomécanique. Cela prend encore plus de son importance, si fait dans le cadre de l'étude de personnes gonarthrosiques où l'intérêt est de mettre l'analyse biomécanique tridimensionnelle du pied en relation avec ses particularités morphologiques. C'est dans cette optique qu'un protocole d'évaluation a été développé à titre de complémentarité au présent travail. Ce dernier est annexé à ce manuscrit, à titre de perspectives, d'ouverture pour les futurs projets.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	ii
RÉSUMÉ.....	iii
LISTE DES TABLEAUX	viii
LISTE DES FIGURES	x
LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES	xii
LISTE DES ANNEXES	xiv
I. INTRODUCTION	1
II. RECENSION DES ÉCRITS.....	7
Définition de la gonarthrose.....	7
Diagnostic de la gonarthrose.....	8
<i>Bilan démographique de la population arthrosique</i>	9
<i>Conséquences de la gonarthrose sur la personne et limites du suivi médical actuel.....</i>	10
<i>Facteurs de développement et de progression de la gonarthrose</i>	15
<i>Les facteurs mécaniques</i>	16
Conséquences de la morphologie du pied sur le genou	22
<i>Morphologie du pied et arthrose du genou</i>	22
Le complexe cheville/pied	28
<i>Articulation talo-crurale</i>	32
Mesures cliniques du membre inférieur.....	38
<i>L'examen clinique du dépistage de la gonarthrose</i>	38
<i>Méthode d'évaluation radiographique du genou.....</i>	39
Évaluation cinématique.....	42

<i>Évaluation cinématique du genou</i>	43
<i>Évaluation cinématique du genou arthrosique</i>	44
<i>Évaluation de la cinématique autour de la cheville</i>	49
III. PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	55
<i>Objectif principal</i>	55
<i>Objectif secondaire</i>	56
IV. HYPOTHÈSES	57
<i>Hypothèses en lien avec l'objectif 1</i>	57
<i>Hypothèses en lien avec l'objectif 2</i>	58
V. MÉTHODOLOGIE	60
Base de données.....	60
Plan expérimental	62
Aspects Biomécaniques	64
<i>Session de familiarisation à l'évaluation biomécanique</i>	64
<i>Session d'évaluation biomécanique</i>	64
<i>Instrumentation</i>	65
<i>Paramètres biomécaniques</i>	69
Analyses statistiques	71
VI. RÉSULTATS	73
Variables biométriques	73
Comparaison des groupes	74
<i>Sévérité radiologique</i>	74
<i>Fonction physique (WOMAC)</i>	85

Relation entre les mesures de cinématique interarticulaire	89
<i>Matrice de corrélations</i>	89
<i>Analyse par composantes principales</i>	93
VII. DISCUSSION	96
Liens entre les hypothèses de recherche et les résultats	98
<i>Comparaison des groupes</i>	98
<i>Relation interarticulaire</i>	106
<i>Limites de l'étude</i>	114
VIII. PERSPECTIVE : PROPOSITION D'UN PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL	118
IX. CONCLUSION	121
X. RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	124
XI. ANNEXE	137

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux	Page
1. Critères cliniques et radiologiques du diagnostic de l'arthrose du genou.....	9
2. Amplitude du <i>Varus Thrust</i> et du moment adducteur au genou en fonction de la sévérité radiographique.....	47
3. Résumé des différents modèles cinématiques et conclusions concernant la qualité de reproduction des modèles et leur erreur de mesure	53
4. Caractéristiques démographiques et division des groupes arthrosiques.....	62
5. Modèle cinématique de disposition des marqueurs de surface.....	66
6. Résultats sur les paramètres de flexion plantaire/dorsale à la cheville.....	76
7. Résultats sur les paramètres d'éversion/inversion à la cheville.....	82
8. Résultats sur les angles d'ouverture du devant du pied par rapport au plan transversal de progression de la marche	84
9. Résultats des moyennes et des corrélations du WOMAC.....	87
10. Corrélation entre les différentes catégories du WOMAC et des paramètres pertinents issus de l'analyse dans le plan frontal de la cheville.....	88

11. Corrélations entre les différents paramètres issus du genou et de la cheville.....	92
12. Schéma matriciel de l'analyse par composante principale.....	95

LISTE DES FIGURES

Figures	Page
1. Algorithme d'intervention clinique de l'arthrose du genou utilisé au département d'orthopédie et de chirurgie traumatique, Université de Cologne.....	14
2. Modèle conceptuel de la pathogenèse de l'arthrose (OA).....	16
3. Illustration des différents types d'alignement dans le plan frontal autour du genou.....	18
4. Orientations relatives des cadres de référence et du plan de progression à la marche dans le plan transversal.....	26
5. Vues latérale et médiale d'un pied droit qui a été divisé selon trois sous-segments (arrière-pied, médio-pied et avant-pied).....	29
6. Vue supérieure (ou dorsale) d'un pied droit. Cette vue permet de bien distinguer trois régions du pied : le tarse (arrière-pied), le métatarse (le médio-pied) et les orteils (l'avant-pied).....	30
7. Image représentant les articulations du pied, selon une vue antérieure du complexe de la cheville droite.....	31
8. Mouvement axial de l'articulation de la cheville.....	34

9. Axes de rotation de l'articulation subtalaire.....	37
10. Disposition des marqueurs sur un patient, plus spécifiquement noter l'organisation des marqueurs au niveau du complexe cheville/pied.....	67
11. Graphique présentant le patron moyen de flexion dorsale/plantaire, exprimé en fonction du cycle de marche	75
12. Graphique présentant le patron moyen en inversion /éversion, exprimé en fonction du cycle de marche	78
13. Évolution des cinq groupes pour les paramètres $\theta_{1,5}$, $\Delta\theta_{1,5}$ et $\Delta\theta_{1,6}$	80

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Trois dimensions
ACR	American College of Rheumatology
AHRQ	Agency for Healthcare Research and Quality
ANCOVA	Analyse de variance avec covariable
ANOVA	Analyse de variance
AP	Antéropostérieur
AS	Groupe de participants asymptomatiques
AST	Articulation subtalaire
c.-à-d.	C'est-à-dire
CAST	Calibration of Anatomical System Technique
CCI	Coefficient de corrélation intra-classe
CCM	Coefficient de corrélation multiple
CHUM	Centre hospitalier de l'Université de Montréal
CV	Coefficient de variation
DC	Mesure dynamique à la cheville
DG	Mesure dynamique au genou
\bar{E}^2	Analyse de variation monotone
EQM	Erreur quadratique moyenne
EVA	Échelle visuelle analogique
ET	Écart-type
ETM	Erreur-type de la moyenne
EULAR	European League Against Rheumatism
FP	Méthode fonctionnelle et posturale
FRS	Force de réaction au sol
HZ	Hertz
H-G-C	Hanche-genou-cheville

ISB	International Society of Biomechanics
JCS	Joint Coordinate System
K&L	Kellgren & Lawrence
LFOR	Force calculée par le système de référence du laboratoire
LIO	Laboratoire de recherche en Imagerie et d'Orthopédie
ML	Médio-latéral
NR	Non rapporté
OA	Groupe de patients gonarthrosiques
PF	Plan frontal
PS	Plan sagittal
PT	Plan transversal
SAM	Système d'analyse du mouvement
SG	Mesure statique du genou
TFOR	Force calculée par le système de référence du tibia
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index

LISTE DES ANNEXES

Annexe 1. Résultats complémentaires et issus du projet doctoral (Boivin, 2010).....	137
Annexe 2. Recensement des critères d'inclusion et d'exclusion au projet.....	142
Annexe 3. Définition opérationnelle des paramètres issus de la cheville.....	143
Annexe 4. Protocole biomécanique (perspective).....	145

I. INTRODUCTION

À l'heure actuelle, l'arthrose est une pathologie incurable et irréversible. Les mécanismes par lesquels celle-ci se développe et progresse restent partiellement incompris (Michael, Schluter-Brust, & Eysel, 2010). Les études nous permettent d'observer que les patients souffrant d'arthrose du genou (gonarthrose) rapportent une diminution de la qualité de vie due à la douleur et à la perte de fonctions physiques (Altman, 2010). À un stade précoce, la douleur apparaît lorsque le membre atteint est en mouvement au quotidien (p. ex. marche, ascension ou descente d'un escalier, s'accroupir). À un stade avancé, la douleur se présente lors des tâches motrices et persistera au repos ainsi que durant la nuit (Michael et al., 2010). De plus, il est observé que la douleur et la réduction des fonctions physiques sont inter-reliées: l'exécution des tâches motrices déclenche de la douleur; à son tour, cette dernière apporte des limitations physiques (Altman, 2010) qui sont généralement amplifiées au stade avancé de la pathologie (Kauppila et al., 2009). Par conséquent, l'objectif d'un traitement est de soulager les signes et symptômes de la maladie et, si possible, de ralentir sa progression. Si toutes les alternatives de préserver l'état du genou échouent, la chirurgie sera alors le dernier recours possible pour restaurer la fonction de celui-ci (Das & Farooqi, 2008). Dans l'optique d'évaluer les interventions thérapeutiques ainsi que de dépister les personnes à risque d'atteinte et de progression rapide de la pathologie, il est important de parfaire les outils de diagnostic et de suivi cliniques. Ainsi, les cliniciens

seront mieux outillés pour personnaliser selon les caractéristiques morpho-fonctionnelles de chacun, les interventions. L'évaluation de l'atteinte arthrosique du membre inférieur peut se faire en conditions statique ou dynamique. L'inspection en condition statique se base sur les résultats d'examens physiques (p. ex. inspection et palpation, tests d'amplitude de mouvement, tests de stabilité ligamentaire, évaluation des atteintes méniscales) et l'analyse de la marche lors de l'évaluation dynamique, qui informe sur les déficits fonctionnels associés. tout cela est fait par le médecin traitant et permet le diagnostic clinique de l'arthrose. De plus, la radiographie apporte de l'information sur l'état des composantes articulaires et sur la sévérité de la pathologie en se basant généralement sur l'échelle de Kellgren et Lawrence (K&L) (Michael et al., 2010); elle appuie aussi le diagnostic clinique. La radiographie permet également d'évaluer l'axe mécanique du membre inférieur (soit la mesure de l'angle hanche-genou-cheville dans le plan frontal). À titre de limite, cette technique d'imagerie médicale ne permet pas d'obtenir des renseignements sur les conséquences, des détériorations structurelles et articulaires observées qui se manifestent lors des tâches motrices du quotidien. Dans le domaine de la biomécanique, l'évaluation du mouvement du genou à la marche, notamment dans le plan frontal, permet l'identification et la quantification de biomarqueurs associés à la progression de la pathologie : (1) le '*Varus Thrust*¹' (Chang et al., 2004) et (2) le moment adducteur du genou (Foroughi, Smith, & Vanwanseele, 2009). Dans une étude antérieure, il a été observé que plusieurs

¹ Le *Varus Thrust* est considéré comme une déviation latérale du genou, présente en dynamique; c.-à-d., une apparence abrupte d'un mouvement en varus du genou lors de la mise en charge, avec un retour à un alignement moins en varus lorsque le membre inférieur est en condition sans mise en charge.

paramètres de mouvement du genou issus de l'analyse dans le plan frontal (p. ex. position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral, changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge) différent ou s'accroissent avec la présence ou l'évolution de la pathologie, sont stables dans un contexte de suivi test-retest et se révèlent sensibles à la douleur et à la fonction physique des patients gonarthrosiques (Boivin, 2010). Ces résultats sont prometteurs car ils dénotent la possibilité de quantifier de nouveaux biomarqueurs pertinents au suivi clinique des patients. Or, cette étude n'a pas étendu son analyse sur l'état des autres composantes articulaires au niveau du membre inférieur, tel que le complexe cheville/pied.

L'étude de l'atteinte arthrosique au genou a soulevé beaucoup de réflexion au sujet des facteurs initiant son développement et sa progression. Des études ont pu mettre en lumière que le pied pourrait être impliqué dans le développement ou dans la progression de la gonarthrose ainsi que dans les mécanismes compensatoires présents chez ces patients (Guo, Axe, & Manal, 2007; Jenkyn, Hunt, Jones, Giffin, & Birmingham, 2008; McWilliams et al., 2010). Le rôle du pied dans cette atteinte est considéré comme étant associé à l'alignement en distal du membre inférieur (p. ex. le positionnement en rotation externe au niveau des jambes), qui peut être une adaptation permettant la redistribution des forces de médiale à latérale au niveau du compartiment fémorotibial lors de la phase d'appui à la marche (Lynn, Kajaks, & Costigan, 2008). Cette adaptation permettrait alors de moduler et de transférer les forces dans les différents compartiments du genou lors de la marche (Lin, Lai, Chou, & Ho, 2001), réduisant ainsi la détérioration du genou atteint (Chang et al., 2007). Parallèlement, il y a lieu de noter que,

l'observation de ces mécanismes compensatoires a été très utile pour le développement de certains types d'orthèses plantaires. Selon divers travaux de recherche, le recours à certaines orthèses pourrait induire une diminution du moment adducteur au genou chez les patients gonarthrosiques (Butler, Marchesi, Royer, & Davis, 2007; Kerrigan et al., 2002; Kuroyanagi et al., 2007) et en relation avec cela, une diminution du degré de douleur ressentie par le patient (Hinman, Payne, Metcalf, Wrigley, & Bennell, 2008). Ce paramètre, le moment adducteur, est considéré comme étant un indicateur des contraintes au niveau du compartiment articulaire interne du genou (Foroughi et al., 2009). Toujours en lien avec le pied, certaines études ont permis d'observer que certains types morphologiques de pieds (p. ex. pieds creux, pieds plats) étaient également associés au développement de l'arthrose à la hanche ou au niveau du compartiment interne du genou (Reilly, Barker, Shamley, & Chir, 2006).

Une étude comparative, se basant sur la cohorte de Boivin (2010) et Turcot (2008), avait comme objectif de caractériser, à la locomotion, la cinématique tridimensionnelle autour des trois principales articulations du membre inférieur (hanche, genou, cheville) entre des personnes gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques dans l'optique de cibler les aspects discriminants entre ces deux échantillons de population (Billard, 2012). Tel que déjà observé dans le projet doctoral de Boivin (2010), Billard (2012) a noté des paramètres discriminants au genou issus de l'analyse du plan frontal du mouvement (ex. changement angulaire durant la phase de double appui et de poussée). En plus, des différences significatives entre les deux groupes ont été observées sur les mesures extraites des plans sagittal et frontal des patrons de

mouvement à la cheville, telles que le maintien de la cheville en flexion plantaire sur tout le cycle de marche chez les personnes pathologiques lorsque ces dernières sont comparées aux personnes non pathologiques. Enfin, la présence d'une réduction significative de l'amplitude de mouvement en éversion durant la mise en charge était observable chez les arthrosiques (Billard, 2012). Globalement, la cinématique des personnes arthrosiques se distinguait, lors de la mise en charge à la marche, par la hanche qui effectuait une adduction tardive, le genou pathologique qui atteignait une amplitude de flexion moindre et surtout la présence d'un changement angulaire en adduction plus élevé durant le chargement. La cheville, chez le patient arthrosique, engendrait un mouvement d'éversion réduit et une flexion plantaire accentuée: en comparaison avec les personnes asymptomatiques qui étaient du même groupe d'âge. Les résultats intéressants des travaux de Billard (2012) montrent que le spectre des effets de la pathologie affecte la fonction de tout le membre inférieur atteint. Cela vient ajouter une complémentarité aux résultats des travaux de Boivin (2010) et de Turcot (2008), effectués sur la même cohorte et se limitant à l'étude du genou.

Dans l'optique de faire un autre pas, en termes de validité conceptuelle des paramètres de mouvement ou de cinématique, comme premier objectif, regardons si le mouvement dans les plans sagittal et frontal autour de la cheville s'avèrent non seulement discriminants entre des populations gonarthrosique et asymptomatique (Billard 2012), mais aussi sensibles à l'évolution de la pathologie. De plus, considérant l'interaction pouvait exister entre le genou arthrosique et la cinématique de la cheville, le second objectif aura pour but de déceler l'existence d'interrelations entre les

paramètres à la cheville, retrouvés ici et de les comparer aux paramètres significatifs du genou chez les arthrosiques retrouvés dans le projet doctoral de Boivin (2010) et en considérant, également, les biomarqueurs pertinents recensés dans la littérature. Dans le cadre des travaux de recherche de Boivin (2010), l'analyse biomécanique a été centrée et limitée à l'étude de l'articulation du genou. Afin de palier à un manque d'information au sujet des autres articulations du membre inférieur dans ce travail fait antérieurement, la complexité de la cinématique de la cheville et du pied nécessite que ce dernier segment soit décortiqué en sous-composantes. À titre de perspective, nous allons élaborer un protocole d'évaluation, intégrant l'analyse de la cinématique en trois dimensions (3D) du complexe cheville/pied selon un modèle différenciant l'arrière-pied, le médio-pied et l'avant-pied, dans des contextes d'évaluation allant de statique vers dynamique (proposition d'un protocole seulement). Ce protocole d'évaluation intégrera aussi le concept de morphologie du pied. Selon la littérature, un type morphologique de pied (spécifique ou particulier) pourrait être présent chez des personnes souffrant d'arthrose au niveau du compartiment médial du genou (Levinger, Menz, et al., 2010).

II. RECENSION DES ÉCRITS

Cette recension des écrits regroupe les principaux ouvrages scientifiques en lien avec la problématique de recherche abordée dans ce mémoire. Plus spécifiquement, les différentes sections de ce chapitre permettront au lecteur de mieux connaître la pathologie étudiée : (1) en définissant la gonarthrose, (2) en présentant les facteurs mécaniques associés à sa progression, (3) ses conséquences sur la personne atteinte ainsi qu'en présentant les limites au suivi médical actuel, (4) en faisant ressortir les liens étiologiques entre le pied et l'état du genou, (5) ce qui nous amènera à faire un rappel sur les différentes articulations du complexe cheville/pied et, enfin, (6) nous présenterons les diverses mesures cliniques du membre inférieur. Cette recension présentera les sujets vus ci-dessus de sorte à faire résulter leurs liens anatomiques et biomécaniques tout en faisant ressortir la pertinence clinique de ce travail de recherche.

Définition de la gonarthrose

La gonarthrose se définit comme étant une atteinte arthrosique au niveau du genou. La physiopathologie de l'arthrose a longtemps été perçue comme une atteinte du cartilage articulaire seulement, mais elle est maintenant vue comme une pathologie affectant, de façon progressive, l'entièreté de l'articulation (Altman, 2010). L'arthrose, telle que comprise présentement, se caractérise par la défaillance du processus de réparation du cartilage qui serait induite par une séquence de changements de nature

biologique et de nature biomécanique (Bijlsma, Berenbaum, & Lafeber, 2011; Sharma, Kapoor, & Issa, 2006). Les causes de cette défaillance sont multiples et demeurent actuellement méconnues. Le cartilage est donc sujet au phénomène arthrosique incluant un remodelage atypique et une perte notable de tissus cartilagineux, un processus accompagné de la formation de kystes au niveau de l'os sous-chondral et d'ostéophytes (Arden & Nevitt, 2006; Bijlsma et al., 2011). Dans un stade plus avancé de l'arthrose, il peut y avoir une atrophie des muscles périarticulaires, de la laxité ligamentaire et de l'inflammation synoviale (Altman, 2010; Buckwalter & Martin, 2006).

Diagnostic de la gonarthrose

Le diagnostic de l'arthrose du genou se fait par le biais d'une évaluation clinique, d'une évaluation radiographique ou des deux (Arden & Nevitt, 2006). Les principaux symptômes sont la présence d'une douleur articulaire se manifestant la plupart des jours sur une période d'un mois, une raideur matinale persistante sur une durée de moins de 30 minutes et, dans certains cas, la présence d'un crépitement particulier lors du mouvement. Ces critères de diagnostic ont été proposés par *l'American College of Rheumatology* (ACR) pour différencier les personnes souffrant de gonarthrose symptomatique des autres types d'arthrite (où la raideur persiste plus de 30min). Les combinaisons possibles proposées par l'ACR pour le diagnostic de la gonarthrose sont présentées dans le Tableau 1, qui suit.

Tableau 1

Critères cliniques et radiologiques du diagnostic de l'arthrose du genou (tiré et traduit librement de
Bijlsma, Berenbaum et al. 2011)

Critères cliniques	Critères cliniques et radiologiques
L'arthrose est présente si les items suivants sont présents	
<i>1, 2, 3, 4 ou 1, 2, 5 ou 1, 4, 5</i>	<i>1, 2 ou 1, 3, 5, 6 ou 1, 4, 5, 6</i>
1. Douleur au genou la plupart des jours du dernier mois	1. Douleur au genou la plupart des jours du dernier mois
2. Crépitement articulaire lors du mouvement	2. Ostéophytes observés par radiographie
3. Raideur matinale ≤ 30 minutes	3. Liquide synovial typique des arthrosiques
4. Âge ≥ 38 ans	4. Âge ≥ 40 ans
5. Hypertrophie osseuse péri-articulaire à l'examen clinique	5. Raideur matinale ≤ 30 minutes
	6. Crépitement articulaire lors du mouvement

Bilan démographique de la population arthrosique

L'arthrite est une des principales causes d'incapacité parmi les adultes américains dont l'arthrose est le type d'affection la plus commune (Bombardier, Hawker, & Mosher, 2011). Sa prévalence augmente avec l'âge (Michael et al., 2010). Selon des données récentes de l'alliance de l'arthrite du Canada, l'arthrose affecte plus de 10% de la population canadienne en considérant tous âges confondus (Bombardier et al., 2011). De plus, le nombre de personnes atteintes de cette pathologie est susceptible d'augmenter en raison du vieillissement et du surpoids (Zhang & Jordan, 2010).

L'incidence et la prévalence de l'arthrose augmentent abruptement entre 40 et 50 ans et, cela particulièrement chez les femmes (Altman, 2010). L'arthrose peut être présente dans un ou plusieurs sites, mais c'est l'arthrose du genou ou gonarthrose qui demeure le site où l'atteinte est la plus présente chez les adultes (Michael et al., 2010). Il est aussi possible de retrouver des caractéristiques radiologiques d'une atteinte gonarthrosique dans les trois compartiments du genou : atteinte fémoropatellaire, atteinte fémorotibiale interne, et atteinte fémorotibiale externe (van der Esch et al., 2014).

Une méta-analyse portant sur le sexe et le développement de l'arthrose conclut que les femmes ont une plus grande susceptibilité à développer de la gonarthrose ainsi que certains types d'arthroses de la main et, en plus, qu'elles ont un état radiographique plus sévère que les hommes, lorsqu'elles dépassent 50 ans (Srikanth et al., 2005). Les raisons de l'atteinte arthrosique à ces sites (mains et genoux) et les conséquences de l'âge restent en partie méconnues.

Conséquences de la gonarthrose sur la personne et limites du suivi médical actuel

L'arthrose, dans son ensemble, et plus particulièrement la gonarthrose peuvent être hypothéquant pour l'individu atteint et lourd pour la société. Chez la personne souffrant de cette pathologie, les limitations fonctionnelles sont courantes, la qualité de vie est affectée et la santé mentale peut le devenir également (van Dijk, Veenhof, Lankhorst, & Dekker, 2009). Pour la société, la personne arthrosique engendre des coûts élevés en frais d'hospitalisation et en temps de consultation (Murphy & Helmick, 2012). De plus, l'absentéisme au travail constitue une conséquence indésirable et préoccupante.

Malgré tous les moyens thérapeutiques disponibles, cette pathologie demeure incurable et constitue un fardeau économique grandissant avec le phénomène démographique de vieillissement de la population et, cela surtout dans les pays industrialisés.

Conséquences sur la personne

Plusieurs travaux de recherche ont été réalisés afin d'évaluer les impacts de la gonarthrose sur la qualité de vie des personnes atteintes (Kauppila et al., 2009; van Dijk et al., 2009; van Dijk et al., 2008). Parmi ces travaux, il y a lieu de présenter les résultats de ceux de Fautrel et al. (2005), étude réalisée sur une cohorte de grande taille, soit de 10 000 personnes. Les auteurs ont observé, auprès de cette cohorte de patients consultant pour de l'arthrose, que 31,5% avait une atteinte uniquement au genou et le pourcentage atteignait les 47,3%, en considérant les cas ayant une atteinte multi-articulaire. Selon cette étude, environ quatre patients sur cinq (81,5%) ont rapporté avoir des limitations dans leurs activités de la vie quotidienne, en fonction de l'articulation affectée, ce pourcentage allait de 73,6% pour les patients atteints d'arthrose de la main jusqu'à 83% pour les patients avec gonarthrose ou de l'arthrose multi-articulaire. Les limitations de ces personnes, tout site articulaire confondu, étaient de 4,5 à 6 fois supérieures à la population sans atteinte (Fautrel et al., 2005). Les difficultés à s'accroupir, à se tenir debout et à marcher constituaient les trois principales limitations fonctionnelles associées à la présence d'arthrose, rapportées dans cette étude.

Ces limitations peuvent rendre difficile l'accès à des emplois manuels ou peuvent conduire à la perte d'emploi (Palmer, 2012). Une étude faite auprès d'un

échantillon de la population de la Norvège comptant 3266 personnes (âge médian de 45 ans) recense un total de 233 cas de gonarthrose et rapporte que ces patients ont 2.5 fois plus de risque de se retrouver sans emploi (Grotle, Hagen, Natvig, Dahl, & Kvien, 2008).

Conséquences de l'arthrose sur la société

L'arthrose entraîne aussi des coûts faramineux à la société en termes de frais médicaux. En 2006 et en 2007, aux États-Unis, il y avait environ 12.3 millions de visites de soins ambulatoires et 85 000 visites à l'urgence, amenant à un diagnostic d'arthrose (Schappert & Rechtsteiner, 2011). Selon les données de l'*Agency for Healthcare Research and Quality* (AHRQ), en 2009, l'arthrose était le principal diagnostic, avec une estimation de 921.000 hospitalisations et un coût moyen de 45 000 \$ par séjour. Cela représente plus que le double du nombre des hospitalisations reliées à l'arthrose en 1997, où on comptait 418.000 hospitalisations, à l'époque. D'autres travaux de nature épidémiologique, dont ceux de l'AHRQ, ont noté que, en 2009, l'arthrose a été le quatrième diagnostic primaire le plus fréquent associé à une sortie d'hôpital (après la pneumonie, l'insuffisance cardiaque et l'athérosclérose coronarienne), alors que cette pathologie se situait au 16^e en 1997. La plupart des hospitalisations associées à un diagnostic d'arthrose sont reliées à une arthroplastie du genou ou de la hanche (Katz et al., 2004). Ces hospitalisations représentent des dépenses médicales correspondant à 28,5 milliards de dollars, pour le genou, et à 13,7 milliards de dollars, dans le cas de la hanche. Le nombre d'hospitalisations associé à l'arthrose aux États-Unis devrait

augmenter avec l'accroissement rapide du taux d'arthroplastie de la hanche et du genou. Selon une autre étude, le taux de remplacement total du genou a augmenté de 58% de 2000 à 2006 (Emejuaiwe, Jones, Ibrahim, & Kwoh, 2007). La tranche d'âge sujette à subir une arthroplastie était autrefois de 65 ans et plus, mais des études récentes ont permis d'observer une hausse rapide de la nécessité de recourir à cette procédure à un plus jeune âge, soit entre 45 à 64 ans.

Les interventions thérapeutiques

Étant donné que l'arthrose demeure actuellement irréversible, les objectifs d'interventions thérapeutiques chez cette population peuvent être de cinq ordres: (1) soulager la douleur, (2) améliorer la qualité de vie, (3) augmenter la mobilité articulaire, (4) améliorer la marche, et (5) ralentir la progression de la maladie (Michael et al., 2010). Les modalités thérapeutiques couramment utilisées chez cette population varient entre les modalités dites générales (p. ex. éducation, perte de poids, ajustement du mode de vie), la physiothérapie et la réadaptation physique, les orthèses et appareils orthopédiques, la pharmacothérapie et en dernier recours, la chirurgie, à son tour suivie d'une réadaptation post-chirurgie (Michael et al., 2010). Les conclusions des concertations entre les experts dans le domaine recommandent, pour une meilleure gestion de la pathologie, que l'intervention thérapeutique comprenne une approche combinant des méthodes non-pharmacologiques et pharmacologiques (Alman, 2010). Les recommandations de l'*American College of Rheumatology* (ACR) pour la gestion de l'arthrose du genou et de la hanche mentionnent que les méthodes non-

pharmacologiques sont maintenant considérées comme étant la "pierre angulaire de la gestion de l'arthrose" et stipulent que les approches pharmacologiques servent plutôt de moyen à utiliser en concomitance, et ce, tout au long du processus d'évolution de la pathologie (Hochberg et al., 2012). Un modèle séquentiel préconisant l'ordre avec lequel les diverses modalités thérapeutiques devraient être utilisées au cours d'un suivi clinique est présenté à la Figure 1. Malgré la diversité des modalités thérapeutiques existantes, il arrive souvent qu'il y ait échec dans le ralentissement de la progression de la pathologie ainsi que dans l'atténuation de la douleur et des limites fonctionnelles qui en découlent. C'est à ce moment que la chirurgie est indiquée (Michael et al., 2010).



Figure 1. Algorithme d'intervention clinique de l'arthrose du genou utilisé au département d'orthopédie et de chirurgie traumatique de l'Université de Cologne. Cette figure est tirée de Michael, Schluter-Brust et al. (2010) et traduite librement.

Facteurs de développement et de progression de la gonarthrose

En termes d'étiologie, la gonarthrose est considérée comme étant primaire (c.-à-d. non reliée à une cause connue, soit une manifestation dite idiopathique), ou secondaire, dont la causalité est plus facile à établir à partir de l'anamnèse. La gonarthrose primaire est beaucoup plus présente chez les aînées, alors que celle dite secondaire on la retrouve davantage chez les personnes de 40 ans et moins (Michael et al., 2010). Divers facteurs prédisposant à l'apparition de la gonarthrose dite secondaire sont maintenant connus, tels que certains traumatismes musculo-squelettiques (blessures sportives ou récréatives), des malformations articulaires congénitales, la présence d'une déviation du membre inférieur dans le plan frontal (déviation en varus ou en valgus autour du genou), l'apparition d'effets postopératoires indésirables (reconstruction ligamentaire au genou) ou la présence de certaines pathologies de nature métabolique (rachitisme, hémochromatose, ochronose) ou endocrinienne (acromégalie, hyperparathyroïdie, hyperuricémie). En ce qui concerne le développement de la gonarthrose dite primaire quelques modèles conceptuels de la pathogénèse ont été proposés (Michael et al., 2010). À l'observation de la Figure 2, il est important de différencier les facteurs systémiques de ceux mécaniques. Les facteurs systémiques sont majoritairement des éléments non-modifiables et sont considérés comme étant des facteurs de susceptibilité au développement de l'arthrose. Les facteurs mécaniques, quant à eux, sont des facteurs qui sont plus modifiables et qui contribuent à définir le site articulaire de développement et la vitesse de progression de la pathologie. Ce modèle récent propose que le développement ainsi que la progression de la gonarthrose reposent sur deux types de

facteurs : les facteurs systémiques (l'âge, le sexe féminin et la ménopause, les prédispositions génétiques, la nutrition et la densité osseuse) et les facteurs mécaniques (l'obésité, les blessures et chirurgies, une faiblesse musculaire du membre inférieur, les déformations articulaires, une charge mécanique excessive et répétitive) (Das & Farooqi, 2008; Englund, 2010; Niu et al., 2009; Punzi, Oliviero, & Ramonda, 2010; Richards & Higginson, 2010; Srikanth et al., 2005).



Figure 2. Modèle conceptuel de la pathogenèse de l'arthrose (OA). Cette figure est tirée de Arden et Nevitt. (2006) et traduite librement.

Les facteurs mécaniques

Tel que mentionné dans la section précédente, les facteurs mécaniques sont des facteurs généralement modifiables pouvant être en lien avec la progression de la

pathologie. L'alignement du membre inférieur où l'axe mécanique du membre inférieur est un élément contribuant à la progression de la gonarthrose dû à son apport dans la distribution des charges entre les compartiments interne et externe du genou. En théorie, tout déplacement d'un alignement neutre à un alignement colinéaire de la hanche, du genou ou de la cheville affectera la distribution des charges au genou (Tetsworth & Paley, 1994). Cette mesure est l'angle, dans le plan frontal, entre les articulations hanche-genou-cheville² (H-G-C) et est évaluée grâce à une radiographie complète du membre inférieur qui est prise en condition statique, selon la méthode de référence. La Figure 3 représente une nomenclature des différents types d'alignement dans le plan frontal qui existent au niveau du membre inférieur, autour du genou. Un alignement neutre se situe en moyenne autour de deux à trois degrés, en valgus (Sharma et al., 2001). Par exemple, supposons qu'il y a la présence d'un désalignement en varus: dans le cas échéant, à la marche, la mise en charge du poids corporel passerait principalement médialement au niveau du genou et créerait un bras de levier, qui accentue la concentration des forces au niveau du compartiment médial (Sharma et al., 2001; Tetsworth & Paley, 1994). La mesure de l'angle H-G-C, selon la méthode de référence ne tient pas compte des conséquences de la présence d'une telle déviation dans le plan frontal lors de l'exécution des activités locomotrices. Ce type d'évaluation s'avérerait donc insuffisant pour comprendre la progression de la pathologie de l'arthrose du genou et les déficits fonctionnels associés. Cela en considérant, aussi, que la sévérité

² Mesure de l'angle à l'intersection de la ligne connectant la tête fémorale et le centre des crans inter-condyliens avec la ligne connectant le centre de la surface talaire de la cheville et la base du sillon inter-épinois du tibia. Cette définition a été traduite librement de Sharma et al. (2001).

radiographique et les limitations physiques du patient seraient discordantes dans plusieurs cas (Szebenyi et al., 2006).

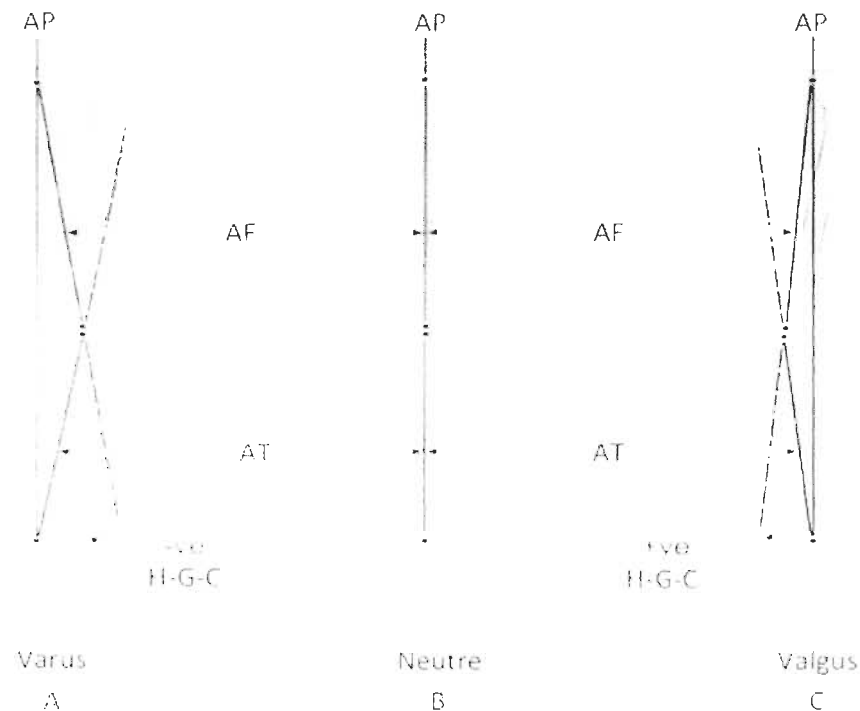


Figure 3. Illustration des divers types d'alignement dans le plan frontal autour du genou. Alignement A. Varus : Le centre du genou est latéral à l'axe porteur du membre inférieur (AP), ainsi l'angle H-G-C devient négatif. B. Alignement neutre : le centre du genou se trouve sur l'AP, l'angle H-G-C est donc égal à 0° où les axes mécaniques fémoral et tibial sont colinéaires. C. Centre du genou est médial à l'AP et l'angle H-G-C est alors positif. Abréviations : AP : axe porteur du membre inférieur, H-G-C : angle hanche/genou/cheville, AF : axe mécanique fémoral, AT : axe mécanique tibial. Cette figure est tirée et traduite librement de Cooke et al. (2014).

Outre l'évaluation en condition statique du membre inférieur, le moment adducteur au genou à la marche est, quant à elle, une mesure indirecte du chargement au niveau du compartiment fémorotibial (Zhao et al., 2007). De façon naturelle, la ligne d'action de la force de réaction au sol (FRS) du moment adducteur se dirige vers le côté médial du centre du genou pendant la marche (Foroughi et al., 2009). Son bras de levier est la distance perpendiculaire de ce vecteur de force vers le centre de l'articulation du genou. La FRS tend alors à induire une adduction au genou ou une contrainte en varus, nommée ou estimée par la mesure du moment adducteur. Selon certaines études, cette mesure est significativement corrélée avec la sévérité de la pathologie de l'arthrose du genou (Foroughi et al., 2009; Sharma et al., 1998). Il existe des évidences suggérant que le moment adducteur au genou augmente avec la sévérité arthrosique, qu'il est corrélé avec l'angle d'adduction au genou dans le plan frontal (alignement en varus) (Barrios, Higginson, Royer, & Davis, 2009) et est directement proportionnellement avec cet alignement (Foroughi et al., 2009), ce qui laisse supposer que l'augmentation du moment adducteur serait une conséquence en dynamique de l'alignement naturel du membre inférieur. Une autre limite de cette mesure est qu'elle est peu applicable en contexte d'évaluation clinique de par sa façon d'être calculée. De plus, à elle seule, cette mesure ne renseigne pas sur l'état de la cinématique ou du mouvement articulaire.

Plusieurs études ont pu démontrer des effets des différentes caractéristiques du pied sur le site d'atteinte de l'arthrose au niveau du membre inférieur (Reilly et al., 2006). Dans ce sens, il a été observé que des caractéristiques au pied affectent l'alignement mécanique du membre inférieur (Guichet, Javed, Russell, & Saleh, 2003), reconnu tel

que déjà défini comme facteur biomécanique de développement et de progression de la gonarthrose (Guichet et al., 2003). Ces évidences supportent l'intérêt d'évaluer la biomécanique du pied en concomitance avec celle du genou chez des patients atteints de cette pathologie. Cet intérêt se justifie par : (1) le besoin de mieux connaître les liens étiologiques entre l'état du pied et celui du genou arthrosique, (2) de percevoir les bénéfices au genou de certaines stratégies de positionnement des pieds à la marche et (3) de mieux évaluer les bienfaits de la prescription d'orthèses aux pieds chez les patients gonarthrosiques.

Les effets bénéfiques du port d'orthèses plantaires chez la population gonarthrosique ont beaucoup été étudiés à l'aide de l'estimation du moment adducteur au genou lors de la marche. Contrant l'effet d'une augmentation non-souhaitable du moment adducteur observée chez cette population, des auteurs ont mis en lumière la pertinence du changement de position du centre des pressions, induit par le port d'orthèses plantaire, dans l'évaluation du genou et du pied (Haim et al., 2011). Dans plusieurs autres travaux, une diminution du moment adducteur au genou a aussi été observée grâce au port d'orthèses plantaires (Butler et al., 2007; Kerrigan et al., 2002; Kuroyanagi et al., 2007), voire aussi une diminution du degré de douleur ressentie par le patient, selon les résultats à l'échelle algo-fonctionnelle, soit le questionnaire *Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index* (WOMAC) (Hinman et al., 2008). Il a été observé que les orthèses plantaires sont conçues principalement pour la modification de paramètres de type cinétique (c.-à.-d. analyse des forces) et que les modifications sur la cinématique, soit sur le mouvement, sont plutôt considérées par certains comme étant

secondaires (Huerta, Moreno, Kirby, Carmona, & Orejana García, 2009). Dans une étude récente, les effets au genou d'un modulateur de pression plantaire³ dans le plan frontal ont été étudiés sur des patients atteints de gonarthrose, au niveau du compartiment médial (Haim et al., 2011). Leurs résultats montrent qu'une translation du centre de pression plantaire de médiale à latérale permet une diminution de 23 à 27% du moment adducteur pour les patients qui avaient une atteinte modérée (grade 2 sur l'échelle radiographique K&L) et de 15 à 21% chez ceux ayant une atteinte plus sévère (grades 3 et 4 sur l'échelle radiographique K&L) (Haim et al., 2011).

En utilisant une approche multi-articulaire, certains auteurs se sont intéressés aux effets du port de différents types d'orthèses plantaires, au niveau du pied ainsi qu'au genou (Kakihana et al., 2005). Ils ont comparé les changements apportés par le port d'une orthèse latérale avec et sans angulation au niveau de l'articulation subtalaire sur l'estimation du moment adducteur au genou. Chez les personnes ayant de la gonarthrose au niveau du compartiment médial, les orthèses plantaires latérales à 6° d'angulation ont tendance à diminuer le moment adducteur au genou lorsqu'ils sont comparés à des orthèses sans angulation. Le moment a été diminué de 10,4% chez des personnes gonarthrosiques et de 5,6% chez des personnes saines (Kakihana et al., 2005). Il a aussi été observé que les orthèses augmentent le moment en valgus au niveau de l'articulation subtalaire de 27,7% chez les personnes saines et de 23,5% chez les personnes gonarthrosiques. Cette observation met en lien la relation qui peut exister entre le

³ Dispositif biomécanique composé de deux éléments de forme convexe sur un rail (avant et arrière) en dessous du soulier, un situé à l'avant du pied et l'autre à l'arrière.

déplacement latéral des centres de pression plantaire et la modification du moment en valgus à l'articulation subtalaire, ceci permettrait une réduction du moment adducteur au genou (Kakihana et al., 2005). Une étude récente met en lumière les mêmes résultats que ceux de Kakihana et al. (2005) et les auteurs notent que l'angulation nécessaire pour diminuer les douleurs ressenties lors d'une descente d'un escalier augmente avec le niveau d'atteinte radiologique au genou (Butler, Barrios, Royer, & Davis, 2009). Cette brève littérature mettant en relation les bienfaits des orthèses plantaires sur la biomécanique du genou permet de saisir la pertinence d'étudier le genou selon une approche intégrant également le complexe cheville/pied, soit selon une approche multi-articulaire.

Conséquences de la morphologie du pied sur le genou

Morphologie du pied et arthrose du genou

Le pied peut être catégorisé de plusieurs façons. Il peut par exemple être classifié selon la morphologie de l'arche plantaire, telle qu'une arche haute ou basse (Atamturk, 2009), ou selon une globalité d'éléments amenant à déterminer un type morphologique de pied, comme un pied supinateur, pronateur ou neutre (Redmond, Crosbie, & Ouvrier, 2006). Les conclusions d'études récentes dénotent le fait que les caractéristiques d'un pied pronateur ou autrement dit d'un pied plat (éversion du calcanéum ainsi qu'une amplitude en dorsiflexion accentuée et une hauteur plus basse du naviculaire) seraient des caractéristiques morphologiques associées aux personnes atteintes d'arthrose du genou, au niveau du compartiment médial (Reilly et al., 2006). Le lien de cause à effet

entre le pied pronateur et ce type d'arthrose n'est pas encore clair (Reilly et al., 2006). Il a été observé, grâce à quatre mesures du pied : 1) flexion plantaire et dorsale à la cheville, 2) mesure de la déviation calcanéenne en posture debout, 3) hauteur du naviculaire en posture debout et 4) hauteur du naviculaire en position assise, que les personnes atteintes d'arthrose au niveau du compartiment médial du genou ont une tendance à avoir une morphologie du pied de type « flatfoot » ou de type pied plat (éversion du calcanéum, une bonne amplitude en flexion dorsale et la hauteur du naviculaire plus basse) (Reilly et al., 2006). De plus, en termes de conséquences sur la fonction motrice, il a été récemment documenté que certaines caractéristiques morphologiques du pied, telles que les pieds plats et la présence d'un hallux valgus, augmenteraient significativement les incapacités physiques des patients atteints de gonarthrose, comparativement à d'autres patients gonarthrosiques ayant des pieds considérés sans déformations particulières (Guler, 2009).

L'ensemble de ces évidences scientifiques mettent en lumière la pertinence d'étudier davantage les effets de la présence de déformations au pied sur son comportement dynamique ainsi que les répercussions potentielles sur la biomécanique du genou arthrosique. La prochaine sous-section présente les effets bénéfiques de stratégies de positionnement du pied comme divers mécanismes observables chez les personnes souffrant de gonarthrose.

Bénéfices au genou de différents mécanismes de positionnement du pied

Certaines études récentes ont observé que les patients atteints de gonarthrose au niveau du compartiment médial présentaient, possiblement, à titre de mécanisme compensatoire, une rotation externe des pieds (c. – à. – d. les orteils orientés vers l'extérieur) à la marche (Jenkyn et al., 2008). La mesure permettant de déceler ce phénomène de rotation externe des pieds à la marche se nomme l'angle d'ouverture du devant du pied dans le plan horizontal ou transversal (où l'expression anglaise est *Toe out angle*). Il se quantifie tel que défini à la Figure 4, où il est la résultante de l'angle entre la ligne de progression du laboratoire (axe x) et la ligne connectant le calcaneus et le 2^{ème} métatarsien dans le plan transversal ou le plan horizontal au sol. Un bienfait associé à ce mécanisme ou à cette stratégie adoptée chez les patients serait de minimiser les contraintes au niveau du compartiment médial du genou, soit de les redistribuer de façon plus symétrique entre les compartiments articulaires, et de convertir une portion de cette contrainte causée par le moment adducteur en moment de flexion-extension (Jenkyn et al., 2008). La diminution des contraintes au niveau du compartiment médial au genou serait favorisée par le déplacement du centre de pression plantaire, à son tour responsable de la diminution du bras de levier du moment adducteur autour du genou (Jenkyn et al., 2008). Les résultats de Jenkyn et al. (2008) ont permis de constater une diminution du moment adducteur dans le plan frontal et une augmentation du moment de flexion sagittal au genou entre deux conditions : présence et absence du phénomène du *toe-out angle* (Jenkyn et al., 2008). La relation entre les rotations au niveau du pied (externe/interne) sur le moment adducteur au genou ainsi que sur les forces de

cisaillement en médio-latéral lors de la fin de la phase d'appui à la marche ont aussi été étudiées, par Lynn et al. (2008). Les résultats obtenus par ces derniers convergent avec ceux de Jenkyn et al. (2008). À cet effet, Lynn et al. (2008) ont observé qu'une rotation externe du pied est reliée à une diminution significative du moment adducteur ainsi que des forces de cisaillement en médio-latéral lors de la fin de la phase d'appui et, qu'une rotation interne engendrerait l'effet contraire, lors de la fin de la phase d'appui (Lynn et al., 2008).

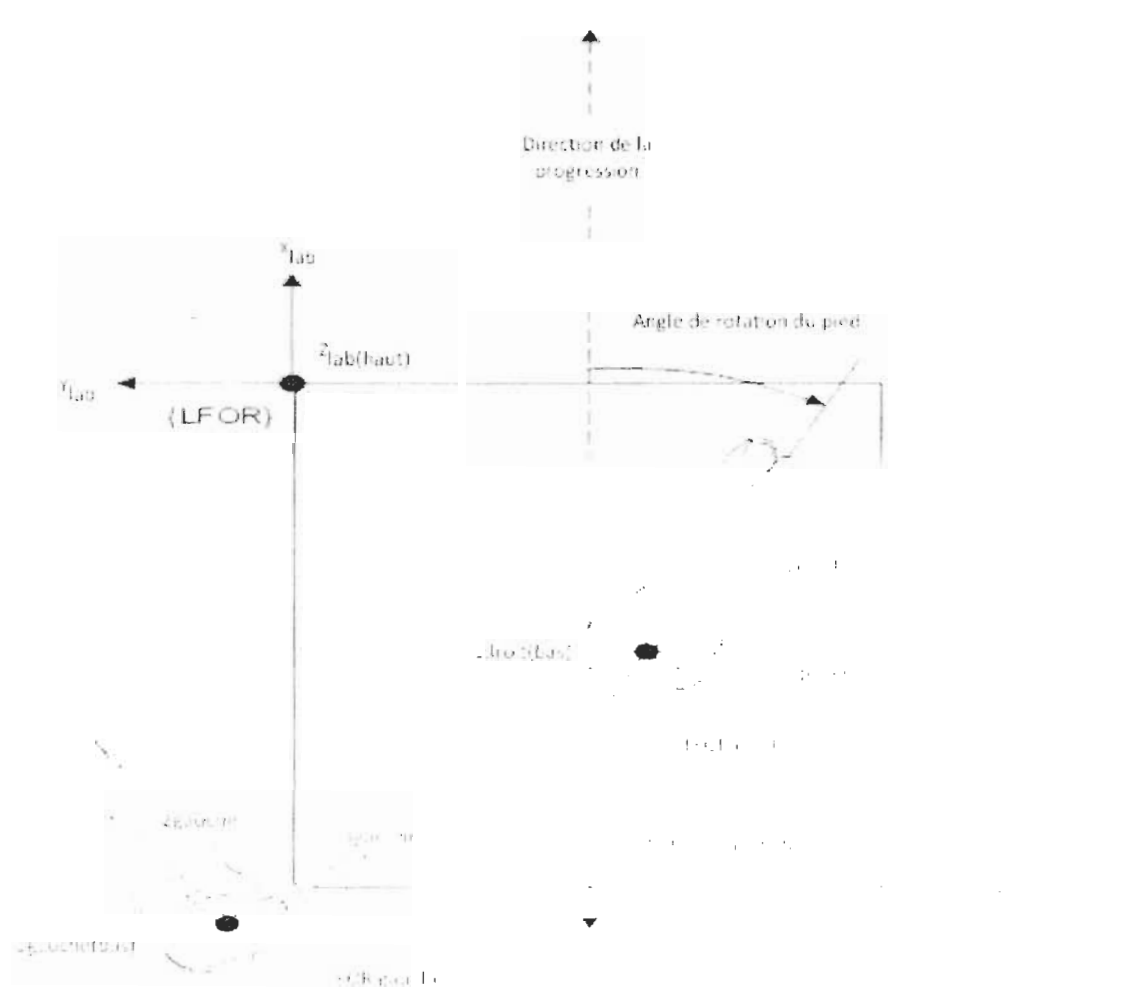


Figure 4 : Orientations relatives des cadres de référence et du plan de progression à la marche dans le plan transversal. Celui du laboratoire (LFOR : axe x, y, z) a été positionné à un coin de la plate-forme de force parallèle à la ligne de progression, représentée par l'axe x. Les cadres de référence local du tibia (TFOR axes : 1, 2, 3) pour les genoux gauche et droit sont présentés dans le plan transversal. LFOR : Cadre de référence du laboratoire, TFOR : Cadre de référence du tibia. Cette figure est tirée de Jenkyn et al. (2008) et traduite librement.

En somme, les résultats de recherche présentés ci-dessous montrent l'intérêt qui existe dans le domaine de la biomécanique de mettre en relation les stratégies de positionnement du pied lors de la marche avec leurs effets en termes de contraintes articulaires au niveau du genou. L'optique de la présente recherche va dans ce sens où nous cherchons aussi à mettre en relation à la marche des mesures au niveau du genou, quantifiées à partir de la cinématique dans le plan frontal et reflétant l'alignement en dynamique (p. ex. la mesure du fléchissement en varus ou du *Varus Thrust*, selon l'appellation anglophone), avec des mesures de cinématique du pied proposées ici, qui seront sensibles à la pathologie de l'arthrose du genou.

Le complexe cheville/pied

Localisés à l'extrémité distale du corps humain, la cheville et le pied assurent, ensemble, le lien physique entre le corps humain et le sol, lorsque ce corps adopte la station verticale ou la station debout. Ces deux composantes anatomiques le font chacune à leur manière, de façon bien précise, selon leur fonction respective. La cheville, un terme général englobant plusieurs articulations, établit le carrefour entre l'axe vertical du corps et celui horizontal du pied. Ce dernier axe influence l'orientation du pied, ce qui permet de s'ajuster à plusieurs types de surface, et ce, par exemple lors de la variation de la vitesse de la locomotion. Le pied, composé de 28 os et de 16 articulations, assure le bon contact avec le sol et joue un rôle essentiel dans l'amortissement des chocs ainsi que dans la propulsion du corps lors des activités dynamiques (Nordin & Frankel, 2001). L'anatomie du pied est alors caractérisée et façonnée pour le maintien de la station verticale lors des activités locomotrices. Cela grâce aux multiples articulations complexes qui divisent le pied en divers sous-segments, dont les interactions fines offrent à ce dernier la mobilité et la flexibilité de s'adapter aux contraintes du sol (Klein & Sommerfeld, 2008). Le mouvement global de la cheville résulterait d'une combinaison de mouvements à l'articulation tibio-talaire ainsi qu'à l'articulation subtalaire. Dans le cadre de ce projet, les détails relatifs aux divers sous-segments du pied (ex. le médio-pied et l'avant-pied) ne feront pas l'objet de cet ouvrage. L'étude documentée repose sur l'utilisation d'un modèle de la cinématique du pied, où ce dernier est modélisé à titre de segment rigide. Ce modèle inclue le complexe de la cheville intégrant l'articulation talo-crurale et subtalaire à titre

d'articulation mobile. Les Figures 5-6-7 permettent de visualiser les différents segments du pied; pour mieux aiguiller la compréhension anatomique du lecteur. Dans un optique de développement pour des travaux futurs, nous proposons un protocole expérimental où le pied serait sous-divisé en divers segments biomécaniques, des segments modélisés pour être en mesure d'interpréter les mouvements 3D de façon inter-segmentaire à l'intérieur du pied.



Figure 5. Vues latérale et médiale d'un pied droit qui a été divisé selon trois sous-segments (arrière-pied, médio-pied et avant-pied). Ces images sont tirées de l'atlas d'anatomie Prométhée (2010).

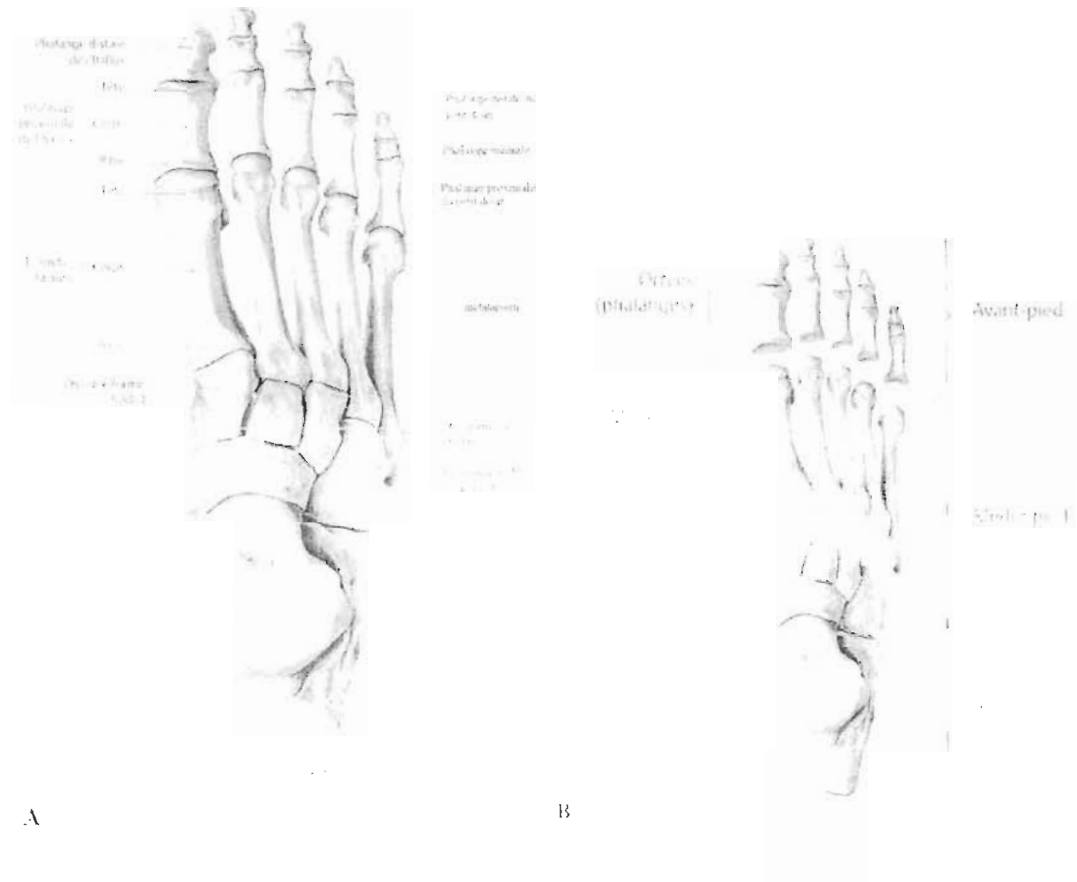


Figure 6. Les images A et B montrent une vue supérieure (ou dorsale) d'un pied droit. L'image B permet de bien distinguer trois régions du pied : le tarse (arrière-pied), le métatarse (le médio-pied) et les orteils (l'avant-pied). Cette figure est tirée de l'atlas d'anatomie Prométhée (2010).

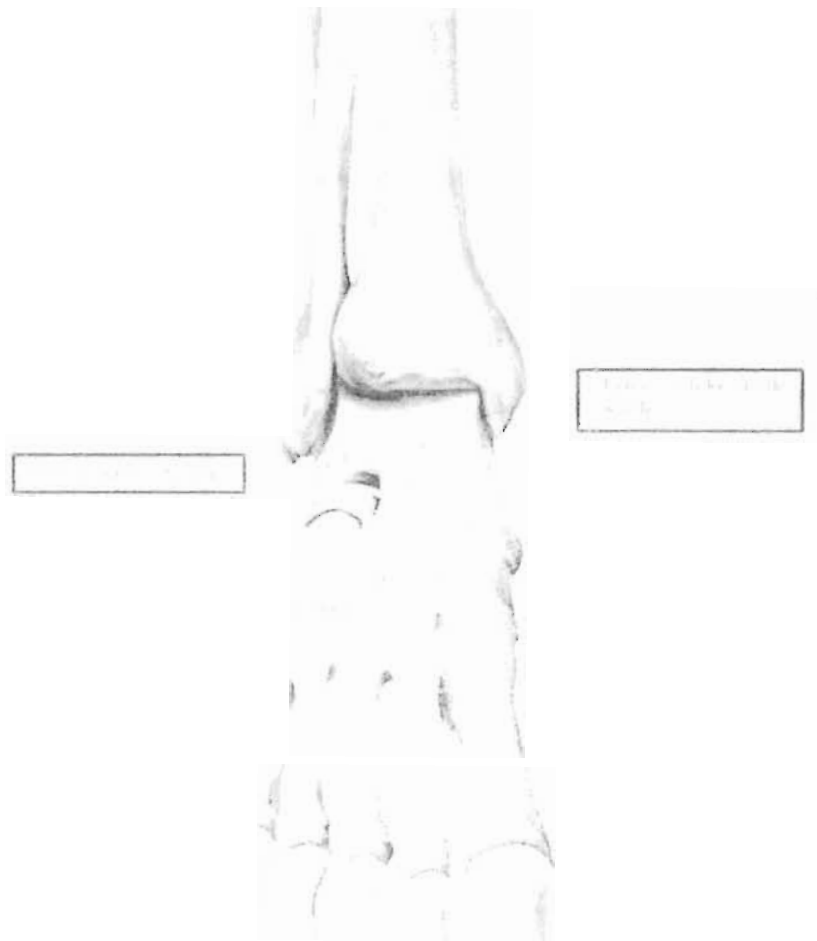


Figure 7. Image représentant les articulations du complexe de la cheville (articulations talo-crurale et subtalaire), selon une vue antérieure d'un pied droit. Au niveau de l'articulation talo-crurale, on note la présence d'une légère flexion plantaire. Cette figure est tirée de l'atlas d'anatomie Prométhée (2010).

Articulation talo-crurale

L'articulation talo-crurale ou tibiotallienne est celle où il y a assemblage entre le tibia et la fibula, formant la jambe et le talus, soit l'os le plus proximal du pied. Cette articulation s'apparente à celles de type trochléenne de par le fait que les mouvements principalement produits se déroulent dans le plan sagittal, étant la flexion plantaire ainsi que la flexion dorsale. Or, elle est considérée comme étant plutôt une articulation de type trochléenne modifiée puisque ce mouvement de rotation ou de balancement n'est pas pur. Ce dernier est accompagné de glissements et de légères rotations interne/externe dues à la géométrie des surfaces articulaires en présence (Loudon & Bell, 1996) et à leur localisation l'une par rapport à l'autre. Puisque que les malléoles ne sont pas parfaitement alignées dans le plan frontal, l'axe de rotation de l'articulation est approximativement médio-latéral, s'étendant à partir de la face latérale dans une direction antérieure et supérieure avec un angle d'inclinaison moyen de 8° ainsi qu'un écart moyen de 6° (Leitch, Stebbins, & Zavatsky, 2010). Cela va engendrer un mouvement de flexion plantaire et dorsale qui sera combiné avec des mouvements d'abduction/adduction et de rotations interne/externe.

Selon l'anatomie de la trochlée du talus, cette section osseuse est composée de trois surfaces articulaires (Klein & Sommerfeld, 2008). L'aspect cunéiforme du talus vient s'articuler avec les malléoles médiale (du tibia) et latérale (de la fibula) ce qui procure de la stabilité dans le plan frontal de l'articulation. Cela par le fait également que les deux malléoles sont assez solidement liées l'une par rapport à l'autre grâce à la présence des articulations tibio-fibulaires de type fibreuse. Elles exercent une compression

médio-latéralement par rapport à la trochlée du talus, ce qui limite la possibilité de séparation du talus ou de son écrasement dans le plan frontal (Klein & Sommerfeld, 2008). Parce que la trochlée du talus est asymétrique, étant plus large en avant qu'en arrière et beaucoup plus large latéralement que médialement, il va se créer un mouvement hélicoïdal qui accompagne les flexions plantaire et dorsale (Loudon & Bell, 1996). Tel que observé à la Figure 8, au cours de la flexion dorsale, le talus glisse en postéro-médial par rapport au tibia, tandis que lors de la flexion plantaire, le talus glisse dans la direction antéro-externe. Par conséquent, lors d'une mise en charge de l'articulation, le mouvement de flexion dorsale sera accompagné de rotation interne du tibia et la flexion plantaire sera accompagnée d'une rotation externe du tibia (Loudon & Bell, 1996).

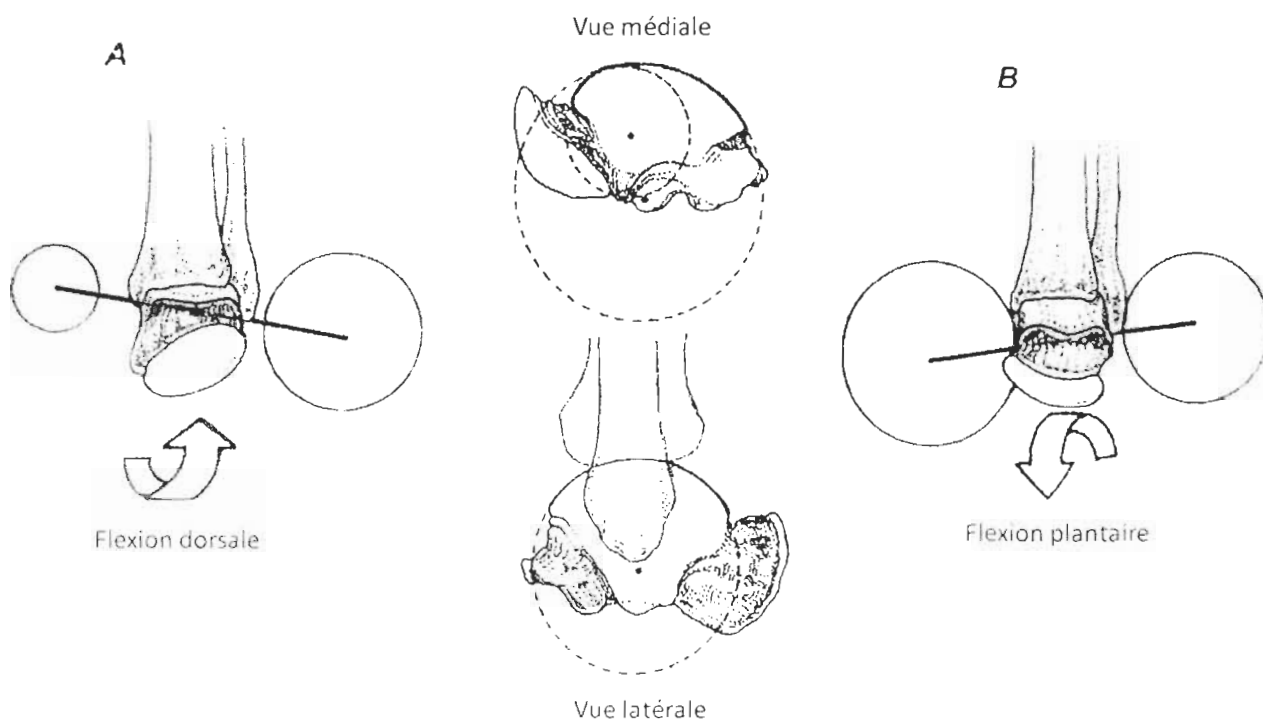


Figure 8. Mouvement axial de l'articulation de la cheville. Tandis que le talus latéral forme presque toujours un vrai cercle, le rayon variable du talus médial permet une projection vers le bas et latéral de l'axe lorsque la cheville est en flexion dorsale (A) et une projection supérieure et latérale de l'axe lorsque la cheville est en flexion plantaire (B). Cette figure est tirée et traduite librement du livre Human Locomotion : The Conservative Management of Gait-Related Disorder (2011).

Articulation subtalaire

Le complexe de l'articulation subtalaire (AST) se situe au niveau de la portion postéro-inférieure du pied. Il est composé, d'un point de vue anatomique, par deux cavités articulaires soient l'articulation talo-calcanéenne et l'articulation talo-calcanéo-naviculaire. D'un point de vue fonctionnel, on inclut dans le complexe subtalaire l'os cuboïde (articulation calcanéo-cuboïdienne de l'articulation de Chopart) (Klein & Sommerfeld, 2008). Le complexe AST est responsable de guider les mouvements des articulations médio-tarsiennes, situées entre l'arrière-pied et l'avant-pied, et des articulations métatarso-phalangiennes (Wang et al., 1995). Ce complexe s'apparente à l'articulation bi-condylienne dont sa mobilité est possible dans les trois plans anatomiques et avec une possibilité de combinaison de mouvements complexes (Loudon & Bell, 1996).

L'orientation de l'axe de mouvement subtalaire est décrite comme étant oblique, s'étendant de l'arrière-pied vers une direction antéro-supéro-médiale qui varie considérablement d'une personne à l'autre. Les mouvements de l'AST se font dans le plan sagittal autour de l'axe médio-latéral (soit de la flexion plantaire et dorsale), dans le plan frontal autour de l'axe antéro-postérieur (pronation et supination) et dans le plan transversal autour de l'axe longitudinal (rotation externe et rotation interne). La combinaison d'une flexion plantaire, d'une supination et d'une rotation interne va créer ce qui est appelé l'inversion, à titre de mouvement complexe. L'éversion désigne la combinaison d'une flexion dorsale, d'une pronation et d'une rotation interne au niveau de l'arrière-pied (Stagni, Leardini, O'Connor, & Giannini, 2003). L'inclinaison de l'AST

dans le plan sagittal est d'environ de 41° à 42° par rapport à la surface plantaire et la déviation dans le plan transversal est d'environ 23° par rapport à la ligne médiane du pied (Leitch et al., 2010). Pour être en mesure de mieux comprendre la position de l'axe de l'AST et les mouvements se produisant à cette articulation, la Figure 9 illustre les principaux aspects nécessaires à sa meilleure compréhension.

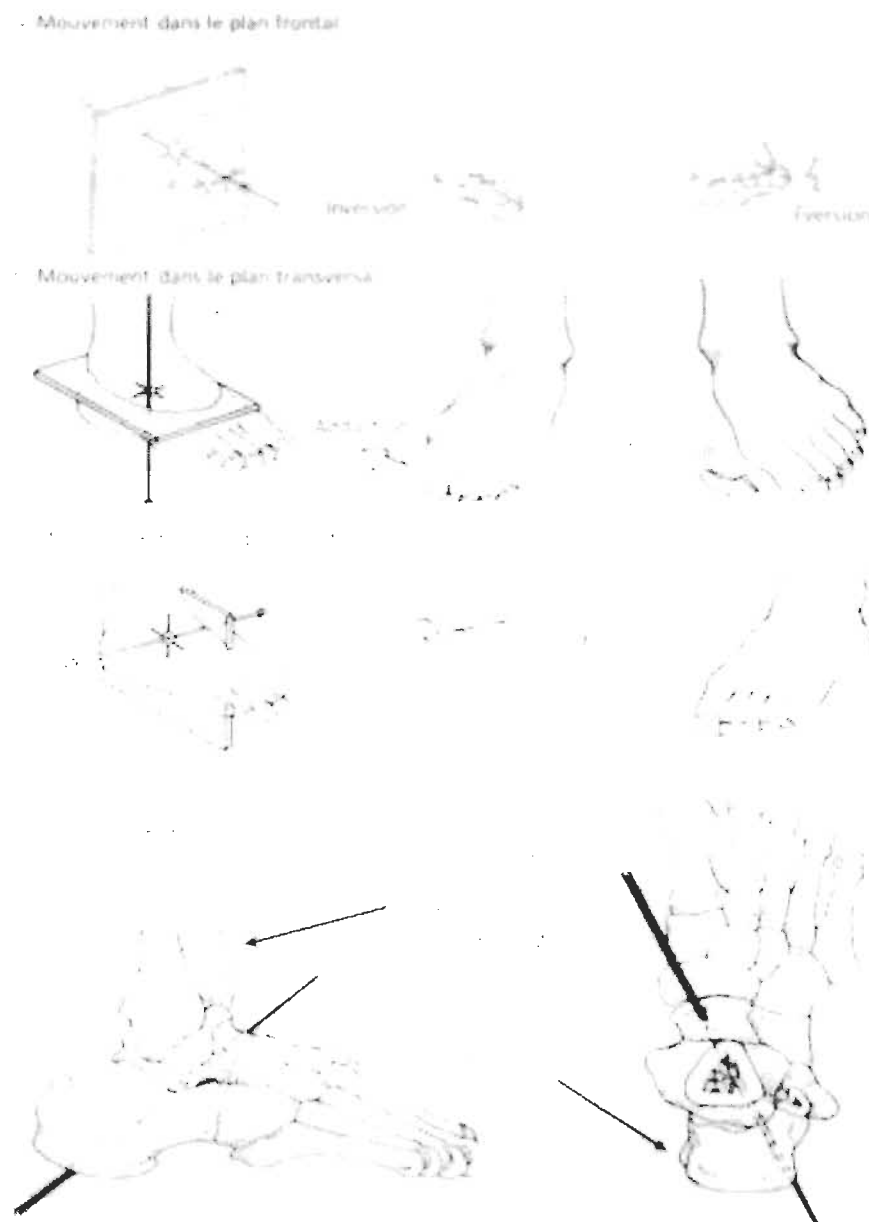


Figure 9. Axes de rotation de l'articulation subtalaire. Les axes de rotations sont présentés selon un plan sagittal et horizontal, vue supérieure (**D**). Les composantes axiales associées aux axes de rotation sont également représentées pour le plan frontal (**A**), transversal (**B**) et sagittal (**C**). Cette figure est tirée et traduite librement du livre Human Locomotion : The Conservative Management of Gait-Related Disorder (2011).

Mesures cliniques du membre inférieur

Les principaux examens pour le diagnostic et le suivi des problèmes musculo-squelettiques au niveau du membre inférieur se départagent en deux types : les tests physiques administrés par les professionnels de la santé et les méthodes d'imagerie médicale. L'objectif de cette section est de présenter le moyen le plus courant pour le diagnostic de la gonarthrose ainsi que pour son suivi clinique et aussi de présenter divers outils utiles à l'évaluation clinique du pied.

L'examen clinique du dépistage de la gonarthrose

Les raisons majeures d'une consultation chez le médecin sont la douleur et la diminution de l'amplitude de mouvement au genou (Bijlsma et al., 2011). Les recommandations de l'EULAR (*European League Against Rheumatism*), étant basé sur celles développées en 1986 par l'ACR, indiquent que le diagnostic de la gonarthrose peut se faire selon la positivité de six critères (trois signes et trois symptômes) (Altman, 2010). C'est ainsi que l'inspection clinique débute avec l'interrogation du patient pour différencier les caractéristiques de la douleur et les symptômes cliniques l'accompagnant généralement, tels que : (1) la présence de douleur au genou; (2) de raideur matinale en deçà de 30 minutes et (3) d'une réduction de la fonction motrice. L'examen du genou se fait selon trois positions : debout au repos, à la locomotion et en décubitus dorsal. L'examen debout permet de discerner une déviation, dans le plan frontal, des membres inférieurs pour déceler la présence d'une déformation associée au genou varus ou au genou valgus, voire au genou recurvatum (Marcelli, 2002). C'est lors

de l'examen en décubitus dorsal que le praticien palpe le genou dans le but de vérifier s'il y a la présence de signes indiquant une atteinte arthrosique. Ces signes sont la présence : (1) de crépitements lors de la palpation ou lors de la mobilisation de l'articulation; (2) de mouvements restreints à l'articulation et (3) d'un élargissement osseux (Altman, 2010). Si les six critères présentés ci-haut sont présents, le praticien peut alors diagnostiquer la gonarthrose avec une sensibilité de 99%. D'autres manifestations comme le manque de stabilité ligamentaire, la présence de lésions méniscales, l'observation d'altérations à la marche, un signe de Zohlen⁴ (Cook, 2010) positif et un épanchement articulaire permettent de venir confirmer le diagnostic posé par le praticien.

Méthode d'évaluation radiographique du genou

Le but de cette méthode d'imagerie est d'obtenir un diagnostic venant appuyer l'évaluation clinique ainsi que d'évaluer la progression de la pathologie (Michael et al., 2010). Les raisons de sa popularité en termes d'utilisation clinique et dans un cadre de recherche épidémiologique sont la facilité à avoir accès à un tel équipement, le processus est peu coûteux et les images sont faciles à interpréter. Elle a trois principales fonctions : (1) confirmer le diagnostic clinique et/ou le degré de sévérité de l'arthrose, (2) suivre la détérioration structurale de la pathologie et les possibles réponses à des traitements thérapeutiques, et (3) vérifier s'il y a présence de complications associées à l'évolution de la pathologie ou en réponse à des interventions thérapeutiques (p. ex.

⁴ Positionner le patient en décubitus dorsal avec le genou en extension. le médecin appui sur la patella à partir de son bord supérieur et demande au patient de contracter son quadriceps.

l'effet de protection du *risédronate* sur la perte osseuse sous-chondrale) (Buckland-Wright, 2006). Or, il est généralement accepté que seulement une faible association existe entre les caractéristiques radiographiques de l'arthrose et la douleur au genou (Neogi et al., 2009), en particulier à un stade moins avancé de la pathologie. Il y a donc un besoin pour de nouvelles références en termes d'évaluation de suivi de la pathologie qui soit corrélées fortement avec les symptômes ressentis par les patients. Ceci, en considérant aussi que les tous premiers symptômes apparaissent lors du mouvement.

Nombreux chercheurs ont observé une discordance entre les deux contextes suivants : les patients ayant une atteinte radiographique de l'articulation peuvent avoir très peu de douleur, voire ne pas en avoir du tout (Neogi et al., 2009). Par contre, certains patients peuvent avoir beaucoup de douleur et n'avoir aucune atteinte radiographique. Cette discordance est moins présente à des stades plus avancés de la pathologie (Neogi et al., 2009). Il existe différentes limites associées à cette approche d'évaluation. Un consensus d'experts a suggéré qu'une mesure rendant état du cartilage devrait être utilisée (Teichtahl, Wluka, Davies-Tuck, & Cicuttini, 2008). À cet effet, la radiographie conventionnelle fournit seulement une mesure indirecte de l'état du cartilage articulaire. Elle permet de quantifier, en fait, l'épaisseur de l'interligne articulaire (Teichtahl et al., 2008). De plus, les radiographies conventionnelles sont limitées par leur évaluation bidimensionnelle des caractéristiques osseuses, et ne peuvent pas identifier l'évolution tridimensionnelle des structures intra et extra articulaires, telles que la taille des os et les défauts présents dans le cartilage, qui sont

reconnus comme faisant partie du processus de la pathologie de l'arthrose (Teichtahl et al., 2008).

Évaluation cinématique

L'analyse de la marche a permis aux chercheurs de mieux comprendre les altérations biomécaniques lors de la présence de pathologies des membres inférieurs. Les mesures de la cinématique articulaire et de la cinétique ont aussi permis d'évaluer quantitativement la fonction motrice et l'efficacité des stratégies de réadaptation innovatrices (p. ex. bandage proprioceptif de la patella, le port d'orthèses, thérapie manuelle et autres) ou des techniques chirurgicales (Chen, Lou, Huang, & Su, 2010; van den Noort et al., 2011; Young, Dunbar, Richardson, & Astephen Wilson, 2015). De plus, l'analyse de la marche a apporté un avancement considérable en tant qu'outil de détermination de facteurs biomécaniques pouvant influencer sur la progression de pathologies, telle que l'arthrose du genou (Chang et al., 2004).

L'évaluation de la cinématique articulaire vise à obtenir des informations quantitatives qui caractérisent les mouvements relatifs entre des segments corporels adjacents, lors de l'exécution d'une tâche motrice. L'étude antérieure de Boivin (2010) et des travaux de (Chang et al., 2010) ont permis de faire ressortir des différences significatives au niveau du mouvement articulaire du genou en adduction/abduction chez des patients gonarthrosiques, et ce, à chaque stade d'évolution radiographique. Dans le cadre la présente recherche, l'emphasis est mise sur le complexe cheville/pied pour une évaluation en concomitance avec celle du genou; ce qui nécessite de se baser à chacune des articulations sur un système de coordonnées articulaires. À cet effet, la cinématique doit intégrer une procédure de définition d'un système de coordonnées articulaires (nommé en anglais *joint coordinate system* (JCS)) qui permet

l'interprétation, sur le plan anatomique et dans un cadre d'utilisation clinique, des déplacements relatifs des segments corporels adjacents en termes de mouvements articulaires (Cappozzo, Croce, Leardini, & Chiari, 2005).

Évaluation cinématique du genou

Il est difficile de déterminer si les changements biomécaniques impliqués dans la pathologie sont une réponse à des changements dégénératifs dans le tissu articulaire, les tissus mous environnants ou des mécanismes compensatoires au processus de l'arthrose. Il est alors important d'étudier comment les facteurs mécaniques changent à mesure que l'arthrose progresse et ainsi comprendre le rôle de ces facteurs. L'analyse de la locomotion est aujourd'hui capable de nous renseigner sur l'état de la cinématique 3D au genou en contexte d'évaluation clinique (Lustig, Magnussen, Cheze, & Neyret, 2012).

Le système de coordonnées du genou défini ici permet de rendre compte des déplacements relatifs entre le segment proximal (fémur) et le segment distal (tibia) offrant ainsi six degrés de liberté et permettant la visualisation de mouvements dans les trois plans. En ce qui concerne les mouvements angulaires, il y aurait une grande plage de mouvement dans le plan sagittal (flexion/extension) et moins de mobilité dans les plans frontal et transversal (abduction/adduction, rotation interne/externe) (Perry, K. & Davids, 1992). Dans le cas de la cinématique du genou sain, Fuentes (2010) observe une importante disparité entre les patrons de mouvement de personnes asymptomatiques et cela, en comparant entre plusieurs études et pour les trois plans de rotation articulaire.

La variabilité dans les mesures retrouvée entre ces différentes études s'explique par de la variabilité dite externe; inhérente à l'évaluation de la cinématique articulaire du genou lors de la marche. Cet auteur fait référence au fait que ce type de variabilité peut être due à l'environnement physique de l'évaluation, à la nature de l'instrumentation employée ou à une erreur/inconsistance de la part de l'évaluateur (Chau, Young, & Redekop, 2005). Dans le cadre de ce projet, la méthode de définition du JCS repose sur la méthode FP (méthode fonctionnelle et posturale) développée par Hagemeister et al. (2005), qui est une adaptation de la méthode *Calibration of Anatomical System Technique* (CAST) développée par Cappozzo et al. (1995). La méthode FP est une approche de définition du système de coordonnées articulaires au genou qui limite l'intervention d'un évaluateur lors de la définition des repères anatomiques: ces derniers servant à estimer les centres articulaires. Sur la base de cette approche, une bonne fidélité intra et inter évaluateurs pour l'étude à la marche sur tapis roulant a été observée (Hagemeister et al., 2005). Selon cette approche, il y a lieu aussi de dire que les marqueurs de mouvements sont positionnés sur un exosquelette conçu pour réduire les erreurs de mesure causées par le mouvement résiduel entre la peau et les os (Ganjikia, Duval, Yahia, & de Guise, 2000) favorisant ainsi non seulement la fidélité de la mesure, mais aussi sa validité.

Évaluation cinématique du genou arthrosique

Il existe en ce moment beaucoup de travaux sur la cinématique du genou arthrosique. Les patrons de mouvement dans le plan sagittal sont très bien documentés, mais ceux dans les plans frontal et transversal le sont beaucoup moins. Une étude

observant la différence entre la cinématique du plan sagittal chez des personnes saines et gonarthrosiques a observé une diminution de l'amplitude de mouvement au niveau du genou (Bytyqi et al., 2014). Plus précisément, les études ont observé au genou une diminution du maximum de flexion lors de la mise en charge et de la phase d'oscillation (Al-Zahrani & Bakheit, 2002; Astephen, Deluzio, Caldwell, & Dunbar, 2008). Boivin (2010) a pu observer que parmi plusieurs paramètres issus de l'analyse du plan sagittal, la diminution de l'amplitude de mouvement en flexion, lors de la mise en charge, et la diminution de l'amplitude du mouvement en extension, lors du simple appui à la marche, seraient des paramètres pertinents au suivi des patients. De plus, en concordance avec les travaux de (Chang et al., 2010; Kuroyanagi et al., 2012), plusieurs mesures issues de l'analyse du plan frontal seraient pertinentes selon ces travaux.

À cet effet, à l'heure actuelle, une mesure ou un paramètre de mouvement qui semble être prometteur pour le suivi de personnes gonarthrosiques est le *Varus Thrust*, (nommé en français comme la mesure du fléchissement en varus autour du genou, Boivin 2010). Selon Chang et al. (2004) cette mesure illustre le phénomène d'une poussée (ou déviation) anormale et latérale au genou, qui est fréquemment observable chez les personnes atteintes de gonarthrose, au niveau du compartiment médial, lors de la mise en charge à la marche (Chang et al., 2004). Cette poussée, qui augmenterait les contraintes au niveau du compartiment médial du genou lors de cette phase de la marche, pourrait avoir pour cause potentielle une combinaison de facteurs, tels que : une hyper-laxité ligamentaire, une perte de substance osseuse au niveau du compartiment médial, une faiblesse du quadriceps, l'âge avancé, un indice de masse corporelle élevé et

être de sexe féminin (Zhang & Jordan, 2010). Bien que ces causes probables aient été soulevées, les facteurs associés au *Varus Thrust* (Chang et al., 2004), la façon de le quantifier et sa validité conceptuelle restent à être étudiés plus en profondeur. Dans un travail de recherche, il a été observé que le *Varus Thrust* était significativement corrélé à la mesure du moment adducteur du genou, ($R = 0,73$: 95% d'intervalle de confiance 0,84-0,55, $p < 0.001$) (Kuroyanagi et al., 2012).

Il a aussi été montré, que le *Varus Thrust* est, entre autre, associé avec une augmentation de 4 fois la chance de progression de la gonarthrose au niveau du compartiment médial, sur un suivi de 18 mois (Chang et al., 2004). Il est possible d'observer le phénomène du *Varus Thrust* lors d'une simple analyse qualitative de la marche, par contre, pour être en mesure de le quantifier, il est nécessaire d'utiliser du matériel de laboratoire permettant d'évaluer avec précision de la cinématique articulaire en 3D autour du genou. La quantification de cette mesure est un nouveau concept récemment observé, mais encore peu documenté (Boivin, 2010). Le Tableau 2 permet d'observer les valeurs du *Varus Thrust* en fonction de la sévérité radiographique. Les résultats permettent d'observer une augmentation significative du *Varus Thrust* chez des personnes ayant une sévérité radiographique, selon l'échelle de K&L, significativement plus élevée.

Tableau 2

L'amplitude du *Varus Thrust* et du moment adducteur au genou en fonction de la sévérité de la pathologie.

	Kellgren-Lawrence		
	Grade 2	Grade 3	Grade 4
Nombre de sujets	25	13	6
Angle H-G-C (attaque du talon) (degré)	182,8° (±4,5)	187,3° (±3,8)	189,5° (±7,7)
Angle H-G-C (premier pic) (degré)	185,2° (±4,8)	190,1° (±4,3)	196,7° (±5,0)
Amplitude du <i>Varus Thrust</i> (degré)	2,4° (±1,3)	2,8° (±1,4)	7,2° (±5,3)
Moment adducteur au genou (%PC*Ht)	3,6 (±1,5)	3,9 (±1,2)	6,9 (±2,2)

Les données ont été citées en tant que moyenne (± SD). H-G-C : Angle Hanche-Genou-Cheville. PC : Poids corporel. Ht : Hauteur. Les données sont tirées et le tableau est traduit librement de Kuroyanagi et al. (2012)

Dans les travaux antérieurs de Boivin (2010), portant notamment sur les paramètres de la cinématique articulaire dans le plan frontal, au genou, chez des patients arthrosiques, cinq mesures de mouvement ont été ciblées comme s'avérant prometteuses pour le suivi clinique, étant discriminantes ou sensibles à la sévérité radiographique des patients. Certaines de ces mesures s'apparentent au concept de *Varus Thrust*. De façon générale, il a été observé lors du contact initial et tout le long de la phase d'appui du cycle de marche, que les patients arthrosiques (tous les stades confondus) présentaient un angle moyen d'adduction légèrement plus prononcé que les asymptomatiques (Boivin, 2010) et que ces effets augmentaient avec la sévérité radiologique. De ces cinq mesures, un total de quatre, tous issues de l'analyse du patron de mouvement dans le plan frontal, ont été ciblées pour leur haut degré de fidélité test-retest et leur sensibilité à la douleur ainsi qu'à la fonction physique des patients.

En somme, l'analyse des mouvements au genou dans le plan frontal lors de la marche a permis ces dernières années de faire ressortir divers paramètres ou mesures pertinentes pour le suivi clinique des patients. Or, il y a lieu de mettre ces mesures en relation avec les autres portions de la biomécanique du membre inférieur, cela dans une optique d'étude plus élargie de la pathologie de la gonarthrose. On peut se demander par exemple, si le *Varus Thrust* ou tout autre changement dans la cinématique 3D autour du genou chez les personnes gonarthrosiques sont associés à certaines caractéristiques des mouvements autour du complexe de la cheville et du pied.

Paramètres cinématiques autour de la cheville chez les personnes gonarthrosiques

Comme mentionné plus haut, les personnes atteintes d'arthrose au genou sont susceptibles d'avoir des déviations fonctionnelles à la marche et ce, dans le plan frontal (p. ex. *Varus Thrust*) (Chang et al., 2010). Or, il n'y a que quelques études à ce jour qui tentent d'observer les changements au niveau de la cheville chez ces personnes et, les données recueillies lors de ces travaux sont, majoritairement limitées au mouvement dans le plan sagittal (flexion plantaire et flexion dorsale) (Al-Zahrani & Bakheit, 2002). De plus, le peu d'études portant sur la cinématique articulaire de la cheville présentent des résultats contradictoires. Des auteurs d'une étude ont observé une augmentation de l'amplitude de mouvements à la cheville dans le plan sagittal chez un groupe de personnes gonarthrosiques symptomatiques en comparaison avec un groupe de personnes gonarthrosiques asymptomatiques ainsi qu'un groupe sans arthrose (Ko, Ling, Schreiber, Nesbitt, & Ferrucci, 2011). Ces résultats suggèrent qu'un genou

symptomatique induit un effet aussi à la cheville qui serait possiblement compensatoire, pouvant servir à limiter l'activité du genou. Cependant, il a aussi été observé qu'une diminution de l'amplitude de mouvement dans le plan sagittal au niveau de la cheville peut être possible chez cette même population (Astegh et al., 2008). Il est à noter que les études analysant les mouvements 3D du complexe cheville/pied chez les OA comportent une limite importante: quelques-unes ne font pas la distinction entre les différents stades de progression de l'arthrose (Al-Zahrani & Bakheit, 2002). Il est donc pertinent d'observer chez des groupes ayant des degrés de sévérité radiologique distincts, les mouvements 3D de la cheville, en portant une attention particulière à l'analyse dans le plan sagittal, mais surtout dans le plan frontal. Cela dans l'optique de parfaire le suivi clinique de la pathologie.

Évaluation de la cinématique autour de la cheville

Dans beaucoup de cas, l'évaluation de la cinématique articulaire autour de la cheville a été faite selon un modèle considérant un seul segment rigide, intégrant la cheville et le pied (Zeni & Higginson, 2009). Ce modèle à segment unique ne permet qu'un seul centre de rotation pour les mouvements de flexion plantaire et dorsale ainsi que de rotations interne et externe. Les rotations multi-planaires comme l'éversion/inversion ou supination/pronation ne peuvent pas être analysées avec précision par ce type de modèle. Ce type de modèle simplifié amène deux problèmes majeurs : 1) l'information peut être erronée au niveau des mouvements se produisant entre le marqueur de la cheville et celui des orteils, 2) même s'il y a des erreurs

présentes dans les données au niveau de la cheville, il est impossible de savoir à quelles segment de l'articulations le modèle se trouve cette erreur. Un modèle cinématique permettant de distinguer les rotations multi-planaires de la cheville en 3D a été utilisé dans le cadre d'une étude utilisant et se basant sur la cohorte de Boivin (2010) et Turcot (2008). L'étude avait comme objectif de caractériser des patrons de cinématiques tridimensionnelles autour des trois principales articulations du membre inférieur (hanche, genou, cheville) afin d'avoir une meilleure compréhension de la biomécanique du membre inférieur des personnes atteintes de gonarthrose (Billard, 2012). Les principaux résultats obtenus dans ce travail ont permis l'élaboration d'une gamme de paramètres pouvant être discriminants entre une personne asymptomatique et un patient gonarthrosique, issus de l'analyse de deux des trois plans (sagittal et frontal à la cheville). Le plan transversal n'est pas à l'étude dans notre projet de recherche, car il n'y a aucun résultat significatif qui été observé dans les résultats de Billard, (2012). Les paramètres dans les plans sagittal et frontal sont donc l'objet d'étude ici.

Même en ayant la possibilité d'obtenir la cinématique en 3D autour de la cheville dans ce projet de recherche, le modèle ne permettait pas de dissocier l'arrière-pied (cheville), le médio-pied (le tarse) et l'avant-pied (orteils). C'est pour palier à ces limites que les modèles 3D autour de la cheville ont été développés et ils divisent le pied en divers segments (MacWilliams, Cowley, & Nicholson, 2003). Ces modèles seront étudiés dans le but de définir un protocole d'évaluation biomécanique intégrant les sous-segments du pied pertinents à l'étude du mouvement 3D.

Types de modèles cinématiques 3D du complexe cheville/pied

La majorité des modèles cinématiques 3D existants compte minimalement entre trois et quatre sous-segments qui incluent : l'arrière-pied, le médio-pied, l'avant-pied et l'hallux. Ces modèles utilisent au moins trois marqueurs non colinéaires pour représenter chaque segment. Habituellement, le calcanéum et le talus sont modélisés comme un seul segment et représentés par un marqueur au niveau de la bissection du calcanéum. Le médio-pied est considéré comme un segment séparé de l'arrière-pied et la disposition des marqueurs pour le représenter varie considérablement (Deschamps et al., 2011). De son côté, l'avant-pied est défini en un segment rigide, incluant les cinq métatarsiens. Par contre, des études divisent l'avant-pied en deux segments un médial et l'autre latéral. Il existe à notre connaissance environ 15 modèles de cinématique du complexe cheville/pied, avec chacun leurs avantages et inconvénients. Le Tableau 3 permet d'observer la capacité de chaque modèle à être reproduit ultérieurement et mentionne les tests effectués sur chacun des modèles. Il est possible d'observer dans le Tableau 3 que certaines publications ne mentionnent, soit aucunement ou partiellement la localisation et l'orientation du référentiel anatomique du modèle ou les auteurs ont passé outre de déterminer la précision du système d'analyse de mouvement (les erreurs expérimentales). L'article synthèse de Deschamps et al. (2011) ne fait aucunement mention d'un modèle cinématique à titre de référence ou de « gold standard ». Il recense tous les renseignements importants de chaque modèle pour une éventuelle reproduction en laboratoire ou en clinique. On constate que certains modèles sont difficilement reproductibles dans un autre contexte d'évaluation pour des raisons telles que : manque

d'informations sur la façon de reproduire le modèle, le niveau d'erreur n'étant pas observé. Cela dit, des 15 modèles, il y en a 5 modèles (modèle 1, 4, 5a, 13 et 15) qui permettent une reproduction dans un contexte expérimental.

Dans le cadre de l'objectif tertiaire de ce mémoire, il est question de développer un protocole expérimental considérant les divers sous-segments du pied. Il est donc nécessaire de choisir un modèle cinématique 3D du complexe du pied, prenant en considération les mouvements possibles entre ces principaux sous-segments qui se modélisent, à l'heure actuelle, via les méthodes de mesure en biomécanique. Dans le cadre du protocole développé, le modèle utilisé est celui de Leardini et al. (1999) intégrant cinq segments du complexe cheville/pied. Ce protocole aura éventuellement la pertinence de palier aux limites du travail de recherche présenté ici en évaluant la cinématique en 3D autour du complexe cheville / pied, tout en prenant en considération chacun de ces segments et ainsi augmenter les possibilités d'observer des paramètres discriminants dans les relations inter-segmentaires 3D qui existent à l'intérieur même du pied.

Tableau 3

Résumé des différents modèles cinématiques et conclusions concernant la qualité de reproduction des modèles et leur erreur de mesure (tableau tiré et traduit librement de Deschamps et al. 2011)

Modèle	Étude	Reproductibilité du modèle			Erreurs expérimentales		
		Segments modélisés	Emplacement et orientation des cadres de référence anatomique	Méthode de description de l'orientation en 3D	Position de référence	Précision SAM	Répétabilité des mesures de la marche
1	Kidder et al. 1996	4	L	Euler	Procédure de correction par roentographie	Valeur résiduelle, essais statiques et dynamiques	NR
	Myers et al. 2004					Tests statiques et dynamiques	NR
	Long et al. 2009					NR	Variabilité intra/inter-sessions pour chaque sujet au sein et entre les sites/ inter/intra sujets dans tous les sites (CCM)
2	Khazzam et al. 2006	4	NR	JCS	Pied à coulisse/position d'alignement/inclinaison calcaneenne	NR	Variation intra-sujet (COV)
	Rattanaprasert et al. 1998					Tests dynamiques	1 clinicien, 4 sujets normaux sur deux jours séparés/ fidélité
3	Cornwall and McPoil. 1999, 2002	4	A	JCS	Position détendue	NR	d'essais-par-essais, chaque jour (CCM)
4	Leardini et al. 1999	5	A	JCS	Posture debout droite	Tests statiques et dynamiques	Fidélité intra-sujet (SD, SEM, CCM)
5a	Giacomozzi et al. 2006	4	A	JCS	Essai statique à l'aide d'un gabarit	Examen aléatoire rapide	Répétabilité intra/inter sujets (CCM)
	Carson et al. 2001					Calibration résiduelle	NR
	Woodburn et al. 2003					NR	Inter-essais/ inter-jours/ variabilité inter-évaluateurs/ 2 évaluateurs, 2 sujets sains, 4 jours (SD)
	Turner et al. 2006					NR	Variabilité intra-jour pour le groupe contrôle et le groupe RA, variabilité inter-jours pour le groupe contrôle (CCM)
5b	Stebbins et al. 2006	4	A	JCS	Essai statique	NR	Variabilité des ondelettes, inter-sujets (moyenne \pm SD)
	Curtis et al. 2009					NR	Fidélité intra/inter-jours, 15 enfants, 3 séances d'essais (SD)
	Alonzo-Vazquez. 2008					NR	Fidélité intra-évaluateur (Stat, SD, ICC, TEM)
							Variabilité des ondelettes, inter-sujets (moyenne \pm SD)

Tableau 3 (suite)

Résumé des différents modèles cinématiques et conclusions concernant la qualité de reproduction des modèles et leur erreur de mesure

Modèle	Étude	Reproductibilité du modèle				Erreurs expérimentales	
		Segments modélisés	Emplacement et orientation des cadres de référence anatomique	Méthode de description de l'orientation en 3D	Position de référence	Precision SAM	Repétabilité des mesures de la marche
6	Arampatzis et al. 2002	7	P	JCS	Cadre mécanique/ position assise	NR	Variabilité des ondelettes, inter-sujets (moyenne \pm ET)
7	Mac Williams et al. 2003	9	L	Euler	Pieds en position planigrade	Tests statiques	Variabilité intra/inter sujets (ET, CCM)
8	Simon et al. 2006	7	A	Angles de projection	Essai statique avec dispositif d'alignement du talon	NR	Fidélité inter-évaluateurs, inter-jours, inter-essais/ 1 sujet, 5 évaluateurs (ET, CCM)
	Wolf et al. 2008					NR	Variation inter-sujets (ETM)
9	Tome et al. 2006	5	L	Euler	Position sub-talaire neutre	NR	Variabilité des ondelettes, inter-sujets (moyenne \pm ET)
10	Leardini et al. 2007	5	A	JCS	Essai statique	NR	Variabilité des ondelettes, inter-sujets (moyenne \pm ET)
11	Rao et al. 2006	4	A	Euler	Phase d'appui moyen	NR	Variabilité des ondelettes, inter-sujets (moyenne \pm ET)
12	Houck et al. 2006	4	A	Angles de Cardan	Comparer RCSP et PSCN	NR	Fidélité du positionnement neutre (CCI, ETM et erreur absolue)
13	Jenkyn and Nicol. 2007,2009	4	A	JCS	Position debout statique	Calibration résiduelle des caméras	Fidélité intra/inter-sujets (CCM)
14	Sawacha et al. 2009	4	A	Angles de Cardan	Footgude	NR	Variation inter-essais/jours/sessions pour un groupe sain et pathologique (ET)
15	Cobb et al. 2009	4	A	JCS	Position assise	Calibration résiduelle des caméras	Intra-session (CCM)

Abréviations : L : limité, NR : non rapporté, A : adéquat, P : partiellement, JCS : Joint coordinate system, CCM : coefficient de corrélation multiple, CV : coefficient de variation, ET : écart-type, ETM : erreur-type de la moyenne, CCI : coefficient de corrélation intra-classe, SAM : système d'analyse du mouvement

III. PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

La section de la recension des écrits permet de constater qu'il existe plusieurs recherches où les auteurs se sont intéressés à observer les particularités au niveau de la cinématique articulaire de la cheville chez des personnes souffrant d'arthrose du genou et que les résultats qui en ressort sont plutôt controversés et limités, dans la plupart des cas, à l'étude du plan sagittal. De plus, peu de travaux s'adressent, en concomitance, à l'étude en 3D des changements existants sur la cinématique autour de la cheville, en relation avec celle du genou; et cela aussi en fonction de divers stades de sévérité de la pathologie, affectant l'état du genou.

Les objectifs de ce travail de recherche sont de deux ordres.

Objectif principal

L'objectif principal de cette étude est d'étudier les patrons de mouvement angulaires en 3D autour de la cheville à la marche afin de cibler des paramètres discriminants et sensibles à la présence ou à la sévérité de l'arthrose au genou (sévérité symptomatique et sévérité radiologique); cela en se basant sur les données biomécaniques acquises dans le cadre des travaux de recherche de Turcot (2008) et Boivin (2010), portant sur l'analyse de la marche. Certains paramètres discriminants à la cheville déjà observés dans l'étude de Billard (2012) seront repris et réutilisés dans le but de proposer une gamme de nouveaux paramètres, qui seront cette fois, observés selon (1) leur caractère discriminant et (2) leur sensibilité à l'effet de sévérité de la

gonarthrose, allant d'une personne asymptomatique à une personne ayant un grade 4, selon l'échelle radiographique de Kellgren & Lawrence. De plus, notons que la variation des paramètres biomécaniques en fonction des affectations sur la fonction (recensée via le questionnaire WOMAC) sera aussi documentée.

Objectif secondaire

Les paramètres à la cheville retenus à la suite des analyses effectuées pour l'objectif 1. présentés dans la section des résultats. seront mis en relation avec des biomarqueurs d'intérêts au genou retrouvés dans le projet antérieur Boivin (2010) et dans la littérature. tels que la position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral à la marche, le fléchissement en varus lors de la mise en charge et la mesure de l'axe mécanique fonctionnel en condition statique. Cet objectif aura pour but de vérifier (1) l'existence des interrelations entre certains paramètres significatifs au genou et ceux pertinents à la cheville par une matrice de corrélation et (2) de vérifier s'il existe une certaine association dans la structure de l'ensemble des paramètres par une analyse en composante principale.

IV. HYPOTHÈSES

Hypothèses en lien avec l'objectif 1

L'hypothèse principale est qu'il y aura la présence de changements angulaires au niveau de la cinématique 3D autour de la cheville chez les personnes atteintes d'arthrose du genou (présence de paramètres discriminants). La cinématique devrait aussi être sensible à l'augmentation de la détérioration de l'état du genou à partir d'un état asymptomatique jusqu'à un état d'arthrose sévère; considérant une atteinte radiologique croissante ou une croissance en termes de déficit fonctionnel.

Plus précisément, à la cheville, nous nous attendons à observer les effets suivants :

- Dans le plan sagittal
 - I. Du contact talon à la fin du simple support, la présence d'une position angulaire en flexion plantaire plus accentuée chez les personnes gonarthrosiques et la sévérité croissante devrait augmenter cet effet;
 - II. Un changement angulaire en flexion plantaire plus élevé durant la phase de mise en charge chez le groupe de personnes gonarthrosiques et la sévérité croissante devrait accentuer cet effet.

- Dans le plan frontal
 - I. Un contact talon plus vers la neutralité chez les personnes gonarthrosiques comparativement aux personnes asymptomatiques;
 - II. Un changement angulaire en éversion à la cheville plus élevé chez les personnes gonarthrosiques durant la phase de mise en charge, comparé aux personnes asymptomatiques et cet effet devrait augmenter avec la sévérité:
 - III. Un changement angulaire en éversion à la cheville plus élevé chez les personnes gonarthrosiques entre deux valeurs minimales en éversion retrouvées durant la mise en charge et la phase de simple support. comparé aux personnes asymptomatiques et le changement devrait augmenter avec la sévérité.
- Dans le plan transversal
 - I. Des angles d'ouverture du devant du pied par rapport au plan de progression de la marche plus grands chez le groupe gonarthrosique et l'angle d'ouverture devrait augmenter avec la sévérité croissante.

Hypothèses en lien avec l'objectif 2

Les analyses d'interrelation segmentaires ont été faites de façon exploratoire et selon les paramètres significatifs au genou repris du projet de Boivin (2010) et de Billard (2012) ainsi que les paramètres à la cheville retrouvés dans le cadre de ce projet de recherche. Voici quelques observations auxquelles nous nous attendons :

- Des relations significatives entre des paramètres d'adduction au genou avec des paramètres dans les plans frontal et sagittal de la cheville durant la mise en charge (p. ex. l'éversion au contact talon, l'angle minimal en éversion durant la phase de mise en charge et la flexion plantaire maximale durant le chargement)
- Des relations significatives entre les paramètres de flexion au genou et des paramètres de flexion à la cheville durant la mise en charge (p. ex le changement angulaire lors du contact talon et la flexion plantaire maximale durant le chargement) ainsi que des paramètres dans le plan frontal de la cheville durant la mise en charge (p. ex. les changements angulaires en éversion).
- Des relations significatives entre les paramètres de rotations tibiales interne/externe au genou avec des paramètres issus du plan sagittal de la cheville ainsi que les angles d'ouverture du devant du pied par rapport au plan de progression de la marche.

V. MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre présente la description de l'approche expérimentale utilisée dans le cadre de ce projet. Ce dernier se base sur une collecte de données antérieure. Les nouveautés résident au niveau de l'analyse des données. La méthodologie ici comprend les sous-sections suivantes : (1) base de données, (2) plan expérimental (séance de familiarisation à l'évaluation et séance d'évaluation biomécanique) et enfin, le traitement ainsi que l'analyse des données. L'innovation dans ce projet concerne le développement de paramètres d'analyses du complexe cheville/pied (inspirés des travaux de Billard, 2012), mis en relation avec la cinématique 3D du genou, issus des travaux de Boivin (2010).

Base de données

Les analyses effectuées, dans le cadre de ce projet, ont été réalisées sur une base de données issue du projet doctoral de Boivin (2010) et Tureot (2008). La cohorte contient 49 participants qui ont premièrement été répartis selon deux groupes (asymptomatique [AS], gonarthrosique [OA]) qui, par la suite, décomposés selon quatre sous-groupes de patients gonarthrosiques.

Pour faire partie de la recherche, les participants (OA et AS) devaient être âgés de plus de 50 ans, être en mesure de juger sciemment de leur adhésion au projet et être en mesure de marcher de façon continue sur une période de 10 à 15 minutes, sans que l'évaluation en soit affectée outre que par la condition gonarthrosique, tel que jugé grâce à des critères d'éligibilité. Les patients OA devaient répondre à certains critères

spécifiques tels que : répondre aux critères cliniques et radiologiques de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR, avoir une prédominance de leur atteinte arthrosique au compartiment fémorotibial interne selon le grade K&L. Certaines conditions telles que avoir une atteinte généralisée, de l'arthrite rhumatoïde ou avoir toute autre condition pouvant altérer l'évaluation étaient des critères d'exclusion. Le groupe asymptomatique devait, quant à lui, n'avoir aucun symptôme clinique ou radiologique d'une atteinte arthrosique, ne ressentir aucune douleur au genou en tout temps et n'avoir aucune condition pouvant altérer l'évaluation. Pour s'assurer de l'éligibilité de l'ensemble des participants, une évaluation clinique en physiothérapie avait été effectuée. Tous les participants intéressés à prendre part au projet et répondant aux critères d'éligibilité ont signé un formulaire de consentement du centre de recherche du CHUM (Centre Hospitalier de l'Université de Montréal) ainsi que l'École de technologie supérieure de Montréal de façon libre et éclairée. L'ensemble de ces participants ont consenti à une utilisation ultérieure de leurs données pour des fins de recherche. La réalisation de la présente recherche a été préalablement approuvée par le comité d'éthique de l'Université du Québec à Trois-Rivières (CER-12-181-06.25).

À partir des groupes formés dans la base de données, une sous division des patients OA a été faite selon le niveau de sévérité radiologique de l'atteinte au niveau du compartiment fémorotibial interne, déterminé par l'échelle de Kellgren & Lawrence (1957). Les quatre sous-groupes de patients ainsi formés sont présentés dans le Tableau 4.

Tableau 4
Caractéristiques démographiques et division des groupes arthrosiques
(cohorte de Boivin 2010 et de Turcot 2008)

Groupes (taille de l'échantillon (n))		AS (16)	OA (33)	
Âge moyen (année)		66 ± 7	63 ± 8	
Masse corporel moyen (kg)		64,75 ± 11,84	82,14 ± 17,90	
Vitesse de marche confortable (m/s)		0,87±0,20	0,82±0,19	
Division des groupes OA				
	OAKL1	OAKL2	OAKL3	OAKL4
Nombre (n)	10	6	7	10
Masse corporelle moyenne (kg)	77.01±12.13	78.83±14.75	78.67±18.65	91.68±22.19
Vitesse de marche confortable (m/s)	0.87±0.16	0.78±0.12	0.81±0.30	0.81±0.19
% de cas ayant des signes radiologiques d'une atteinte arthrosique fémoropatellaire	40% (4)	67% (4)	57% (4)	100% (10)
% de cas ayant des signes radiologiques d'une atteinte arthrosique fémoropatellaire externe	20% (2)	67% (4)	29% (2)	100% (10)

Abréviations : AS : Asymptomatique, OA : Arthrosique. Note : Les valeurs moyennes sont présentées ± l'écart-type.

Plan expérimental

Le plan expérimental a été déterminé dans le cadre des projets doctoraux de Boivin (2010) et Turcot (2008). Il consiste en deux grandes étapes : (1) une session de familiarisation à l'évaluation biomécanique et (2) une session de collecte de données, nommée session d'évaluation biomécanique. En plus de ces étapes, le protocole de recherche comprend aussi la passation, de façon auto-administrée, d'un questionnaire algo-fonctionnel, le questionnaire WOMAC, selon la version basée sur l'utilisation d'une échelle visuelle analogique (EVA) (McConnell, Kolopack, & Davis, 2001). Le WOMAC est un questionnaire permettant l'évaluation de personnes atteintes d'arthrose du genou ou de la hanche (Bellamy, Buchanan, Goldsmith, Campbell, & Stitt, 1988). Il se compose de 24 questions divisées en trois sous-catégories dont; cinq permettant

d'évaluer la douleur, deux permettant d'évaluer la raideur et 17 permettant l'évaluation de la fonction physique. Chaque sous-catégorie peut être évaluée séparément ou par le cumulatif de chacun d'eux via un score global (McConnell et al., 2001).

Aspects Biomécaniques

Session de familiarisation à l'évaluation biomécanique

Il y avait, de deux à quatre jours avant la session d'évaluation biomécanique, une session de familiarisation. Cette période consistait à faire marcher le participant sur un tapis roulant pour une durée de 15 minutes, qui était subdivisée en deux phases: (1) cinq minutes de marche sans le port de l'exosquelette et (2) une dizaine de minutes supplémentaires avec le port de l'exosquelette: ce dernier présenté brièvement à la page suivante. Cette familiarisation a été mise en place dans le but de minimiser les effets d'habitation en cours d'évaluation biomécanique en s'assurant que le port à la locomotion du système de mesure convenait aux participants en termes de stabilité et de tolérance. En totalité, la durée totale de cette session de familiarisation était au maximum de 30 minutes.

Session d'évaluation biomécanique

L'évaluation biomécanique a été réalisée dans le cadre des travaux de Boivin (2010), selon un protocole d'évaluation uniforme d'un participant à l'autre. Seuls les éléments pertinents, au présent projet, y sont rapportés ici. À cet effet, l'instrumentation utilisée et le protocole de collecte de données sont présentés dans ce document. Chaque participant était évalué à la même période de la journée où la durée totale de la session d'évaluation était en moyenne d'une heure et quarante-cinq minutes.

Instrumentation

L'instrumentation utilisée lors de la session biomécanique comprenait :

- 1) un tapis roulant (Adal, Medical Developpement, France) muni de deux bandes indépendantes, intégrant chacune une plate-forme de force permettant la collecte des données de cinétique. Ces dernières servaient au découpage temporel du cycle de marche:
- 2) un système optoélectrique comprenant six caméras (Vicon 460, Oxford Metric) permettant la collecte de la cinématique 3D de l'ensemble des marqueurs réfléchissants apposés sur les participants (modèle présenté au Tableau 5 et à la Figure 10):
- 3) un système d'attache (exosquelette), non-invasif, développé au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LRO) conçu pour réduire les artéfacts de mouvements de la peau par rapport aux os, fixé au niveau fémoral et au niveau tibial (Ganjikia et al., 2000). Sur l'exosquelette était fixé un corps rigide au niveau fémoral et au niveau tibial, chacun muni de quatre marqueurs réfléchissants. Des marqueurs de surface étaient aussi positionnés sur les participants selon un modèle défini (marqueurs anatomiques, servant à la conception des systèmes d'axes articulaires du genou et du pied) et deux autres ensembles de quatre marqueurs vissés sur des corps rigides étaient positionnées au niveau pelvien et au niveau du pied. Somme toute, l'appareillage comptait la disposition de quatre corps rigides situés aux divers segments corporels : bassin, cuisse, jambe, pied, et cela de façon quasi rigide. Au bassin, une ceinture sacrale était utilisée et au niveau du pied, un appui épousant le dessus du pied, le naviculaire, y

était fixé. Les marqueurs anatomiques servaient essentiellement à la conception du système d'axes du genou selon la référence de Grood and Suntay (1983) et celui du pied, selon les recommandations de l'*International Society of Biomechanics* (ISB) (2002). L'ensemble des corps rigides servaient, quant à eux, au suivi du positionnement 3D du membre inférieur durant la locomotion. La disposition des marqueurs et des corps rigides sur les participants est illustrée à la Figure 10 et présentée au Tableau 5.

Tableau 5

Modèle cinématique de disposition des marqueurs de surface. Ce tableau est tiré de Boivin (2010).

Sites bilatéraux	Sites unilatéraux	
	Membre inférieur évalué	Membre inférieur opposé
<ul style="list-style-type: none"> Centre de chaque talon (calcaneus) Phalange distale des 2^{èmes} métatarsiens Centre de chacune des malléoles externes 	<ul style="list-style-type: none"> Centre malléole interne Corps rigides de quatre marqueurs : <ul style="list-style-type: none"> Naviculaire (pied) Portions fémorale et tibiale de l'exosquelette 	<ul style="list-style-type: none"> Interligne fémorotibiale latérale et centré dans le plan sagittal Grand trochanter <p>*** Ces marqueurs servaient au contrôle de qualité uniquement</p>
	<p>Au niveau du bassin</p> <p>Un corps rigide, composé de quatre marqueurs, disposé sur le sacrum (centré sur la portion supérieure du sacrum entre les deux épines iliaques postéro-supérieures)</p>	

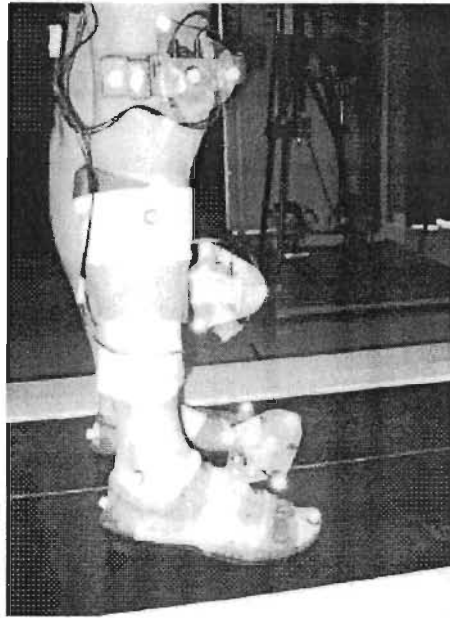


Photo montrant un exemple du positionnement des marqueurs de mouvement au niveau du membre inférieur évalué

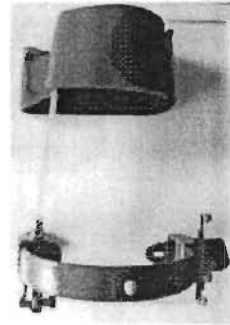


Photo de la portion fémorale de l'exosquelette

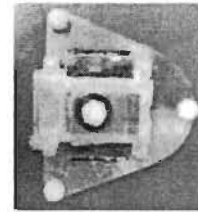


Photo d'un corps rigide composé de quatre marqueurs de mouvement et disposé aux niveaux fémoral et tibial

Figure 10. Disposition des marqueurs sur un patient, plus spécifiquement noter l'organisation des marqueurs au niveau du complexe cheville/pied. Cette figure est tirée de Boivin (2010).

Les participants étaient mesurés et pesés au début de la séance à des fins de calculs biomécaniques. L'expérimentation avait été faite en culotte courte, avec un chandail à manches courtes, en utilisant des chaussures ajourées et neutres⁵ (marque Portofino). Ceux qui portaient des semelles orthopédiques sur une base régulière étaient invités à remplacer les semelles neutres des chaussures ajourées par leurs semelles correctrices. Chez les participants du groupe arthrosique, l'exosquelette était disposé autour du genou diagnostiqué. Dans le cas d'une atteinte bilatérale, le genou choisi était celui ayant l'atteinte radiologique la plus sévère selon l'échelle de Kellgren et Lawrence

⁵ Les semelles étaient planes et n'introduisaient donc aucune correction de l'alignement ou de la géométrie naturelle du pied.

(1957), ou celui ayant le score le plus élevé selon le questionnaire WOMAC, en cas d'égalité d'atteinte radiologique.

Tâche expérimentale et collecte des données

La tâche expérimentale du projet de Boivin, (2010) et Turcot, (2008) était un protocole de marche sur tapis roulant. Après une familiarisation au tapis roulant sans et avec le port de l'exosquelette, deux collectes de données successives de 25 secondes chacune étaient effectuées à une vitesse de marche confortable autodéterminée.

L'acquisition des données de cinématique et de cinétique se faisait à une fréquence de 120Hz.

Traitement des données

La démarche de traitement des données a été développée, en grande partie, dans le cadre des travaux de Boivin (2010) : Filtrage des données : Les positions angulaires en 3D issus des marqueurs de mouvements ont été filtrées avec la méthode *Automatic singular spectrum analysis* avec une fenêtre de longueur 10 (SSA10) (Aissaoui, Husse, Mecheri, Parent, & de Guise, 2006). Les données brutes de cinétique ont été lissées avec un filtre Butterworth passe-bas, fréquence de coupure 6 Hz (2^e ordre à double passage).

Découpage temporel des données cinétiques : La composante verticale des forces de réaction au sol, enregistrée par les plateformes de force, a été utilisée afin de normaliser chaque cycle de marche de 0 à 100% ainsi que d'y attribuer les sous-phases (mise en charge, appui unilatéral, phase de poussée et phase d'oscillation). Un seuil de 2% du poids corporel a été utilisé à cet effet. Sélection des cycles de marche : La marche sur tapis roulant permettait l'enregistrement de plusieurs cycles de marche. Les analyses ici

portent sur une sélection de 15 cycles, conservant ceux étant les plus reproductibles entre eux. Cette sélection a été faite selon des critères objectifs. La méthode qui a été utilisée pour la sélection des cycles contient deux étapes (Boivin, 2010) : La première étape étant automatisée par une fonction de calculs qui sélectionne la combinaison de cycles résultant en la plus petite valeur moyenne du calcul de l'erreur quadratique moyenne (EQM) entre chaque cycle et la moyenne de l'ensemble des cycles. La deuxième étape consiste en une vérification manuelle de la sélection avec l'aide du coefficient de reproductibilité de Kadaba et al. (1989) pour aider au jugement de la sélection, en cas d'aberration restante à la suite de la première sélection. Sur la base de cette démarche, une sélection des cycles avait été faite au niveau des patrons 3D de mouvements au genou (Boivin, 2010) et, cette même sélection a été validée ici, pour l'étude des patrons de mouvement autour du complexe cheville/pied. La mise en relation des données de cinématique au genou avec celles au niveau du complexe cheville/pied, est possible ici grâce à l'utilisation de la même sélection des cycles de marche qui répondent à une grande reproductibilité inter-cycles.

Paramètres biomécaniques

Un total de 15 paramètres issus de l'analyse de la cinématique 3D du complexe cheville/pied est étudié ici. Ils ont été développés à partir des travaux de Billard 2012 et inspirés également de la littérature. La liste et la définition opérationnelle de ces paramètres seront présentées en annexe 3. Les paramètres se rapportant à l'analyse de la cinématique du genou des travaux de Boivin (2010) ont été sélectionnés parmi ceux qui

se sont révélés soit comme étant discriminants entre les personnes gonarthrosiques et asymptomatiques, sensibles à la détérioration de l'état du genou ainsi que pertinents au suivi clinique de personnes gonarthrosiques. Un total de 14 paramètres sera mis en relation ici avec ceux de la cheville.

Analyses statistiques

Ce projet comprend quatre étapes d'analyse :

- I. Premièrement, une analyse de variance (ANOVA), avec un contraste AS vs $OA_{KL1,2,3,4}$, a été utilisée sur les données biométriques (p. ex. poids, taille, etc.) afin de comparer les deux groupes étudiés, provenant des travaux de Boivin (2010). Par la suite, une analyse de variation monotone (\tilde{E}^2) a été appliquée afin de vérifier l'existence d'une progression croissante ou décroissante significative en fonction de l'augmentation du niveau de détérioration de l'état du genou entre les groupes étudiés (AS, OA_{KL1} , OA_{KL2} , OA_{KL3} , OA_{KL4}). De plus, pour la variable biométrique de la masse corporelle à laquelle l'ANOVA et l'analyse de variation monotone s'est avérée significative, des tests de corrélation (de type *Pearson*) ont été effectués sur les paramètres de cinématique de la cheville afin de déceler la présence d'une relation linéaire significative entre eux. Dans un cas d'une relation significative, les variables seront analysées en intégrant la masse corporelle à titre de covariable (ANCOVA). Ces résultats seront tout de même rapportés ici pour des fins de compréhension du rationnel des analyses adoptées.
- II. Par la suite, une analyse de variance (ANOVA), avec un contraste AS vs $OA_{KL1,2,3,4}$, a été faite, cette fois-ci sur les paramètres biomécaniques issus de la cinématique 3D autour de la cheville afin de détecter ceux ayant une caractéristique discriminante entre le groupe asymptotique (AS) et à l'ensemble des quatre sous-groupes gonarthrosiques ($OA_{KL1,2,3,4}$).

- III. Troisièmement, sur les paramètres de mouvement à la cheville, une analyse de tendance monotone d'Abelson et Tukey sera utilisée afin d'observer s'il existe une progression croissante ou décroissante significative en fonction de l'augmentation du niveau de détérioration de l'état arthrosique du genou entre les cinq groupes étudiés (AS, OA_{KL1}, OA_{KL2}, OA_{KL3}, OA_{KL4}) (Abelson & Tukey, 2013). Si les analyses se retrouvent significatives, une analyse monotone à quatre niveaux sera utilisée (OA_{KL1}, OA_{KL2}, OA_{KL3}, OA_{KL4}) pour déceler la présence de variation significative sur les mesures entre des individus arthrosiques uniquement, soit entre des niveaux de variation plus fins. De plus, sur chacun des scores de chaque catégorie du WOMAC (douleur, raideur, fonction et le score global), une ANOVA sera effectuée afin de détecter si une catégorie est discriminante entre les sous-groupes OA. Pour finir, une analyse monotone sera utilisée encore une fois utilisée pour vérifier la présence de variation significative de chacune des catégories.
- IV. En dernier, une matrice de corrélations de type (*Pearson*) et une analyse par composante principale ont été faites afin de rechercher des relations significatives entre les paramètres pertinents retrouvés au niveau de la cheville et de ceux du genou ainsi que pour vérifier l'existence d'une structure d'interrelation ou d'interdépendance entre l'ensemble de ces paramètres.

VI. RÉSULTATS

Les résultats sont présentés à travers trois sous-sections : variables biométriques, comparaison des groupes sur les mesures de cinématique à la cheville ainsi que sur les scores WOMAC et interrelations, via des corrélations et une analyse par composante principale, entre les mesures de la cheville et du genou. En annexe, figure aussi des résultats tirés des travaux de Boivin (2010), ces derniers qui sont en complémentarité avec le présent travail où il y figure des tableaux de données des paramètres pertinents des analyses faites dans le passé au niveau du genou. Connaître ces résultats permet de mieux comprendre le choix des paramètres retenus au niveau du genou pour les analyses de corrélations interarticulaires entre le genou et le complexe cheville / pied.

Variables biométriques

Tel que présenté dans les travaux de Boivin (2010) de toutes les variables biométriques étudiées (âge, taille et masse corporelle), la seule ressortant de l'ANOVA comme étant significative entre les deux groupes (AS et OA) est la masse corporelle et cet effet s'accroît significativement de l'état asymptomatique vers l'état arthrosique sévère. Les détails des analyses à cet effet sont présentés en annexe 2. Le groupe de personnes gonarthrosiques (OA_{KL} 1, 2, 3, 4; n = 33) est alors significativement plus lourd que le groupe de personnes asymptomatiques (AS, n = 16). Le groupe de personnes formant le groupe AS a une masse corporelle moyenne de $64,75 \pm 11,84$ kg alors que celui formant le groupe OA a une masse corporelle de $82,14 \pm 17,90$ kg.

De ce fait, des tests de corrélation ont été effectués afin de vérifier s'il existe une relation linéaire significative entre la masse corporelle et chacun des paramètres étudiés. À cet effet, les résultats obtenus témoignent d'une relation linéaire significative, avec un r variant entre 0,32 et 0,36 entre la masse corporelle et deux paramètres issus des patrons de cinématique de la cheville dans le plan frontal ($\Delta\theta_{E3}$ et $\Delta\theta_{E5}$) et un dans le plan sagittal ($\Delta\theta_{S03}$). Ainsi, dans les analyses ultérieures, nous avons aussi exploré et présenté ici, les résultats de l'utilisation de la masse corporelle à titre de covariable, et cela dans le cas échéant pour les paramètres énumérés ci-dessus.

Comparaison des groupes

Sévérité radiologique

Les résultats obtenus lors de la comparaison des moyennes des groupes AS et OA sont présentés à la cheville suivant cet ordre : soit en commentant les effets observables graphiquement, en documentant les résultats en termes de capacité discriminante et, enfin, en rapportant les effets de sévérité pour le plan sagittal, le plan frontal et pour terminer, le plan transversal.

Plan sagittal

Dans le plan sagittal, il n'y a aucun paramètre ressortant comme étant significatif de l'ANOVA par contraste entre le groupe asymptomatique (AS) et le groupe arthrosique (OA_{KL1,2,3,4}). Selon la Figure 11, on remarque que le groupe OA ainsi que les sous-groupes de patients gonarthrosiques ont tendance à maintenir davantage leur cheville en flexion plantaire par comparaison au groupe de personnes asymptomatiques

et ce, sur tout le long du cycle de marche. Cette tendance, aussi visible en observant les différences entre les groupes sur le paramètre quantifiant l'angle maximal en flexion plantaire (θ_{S02}), ne ressort pas significative, toutefois. Sans atteindre le seuil de significativité, on note également une augmentation de cet effet avec l'évolution de la sévérité radiologique; cela grâce à l'analyse de variation monotone à quatre niveaux ($F_{(1,44)} = 3,40$; voir Tableau 6).

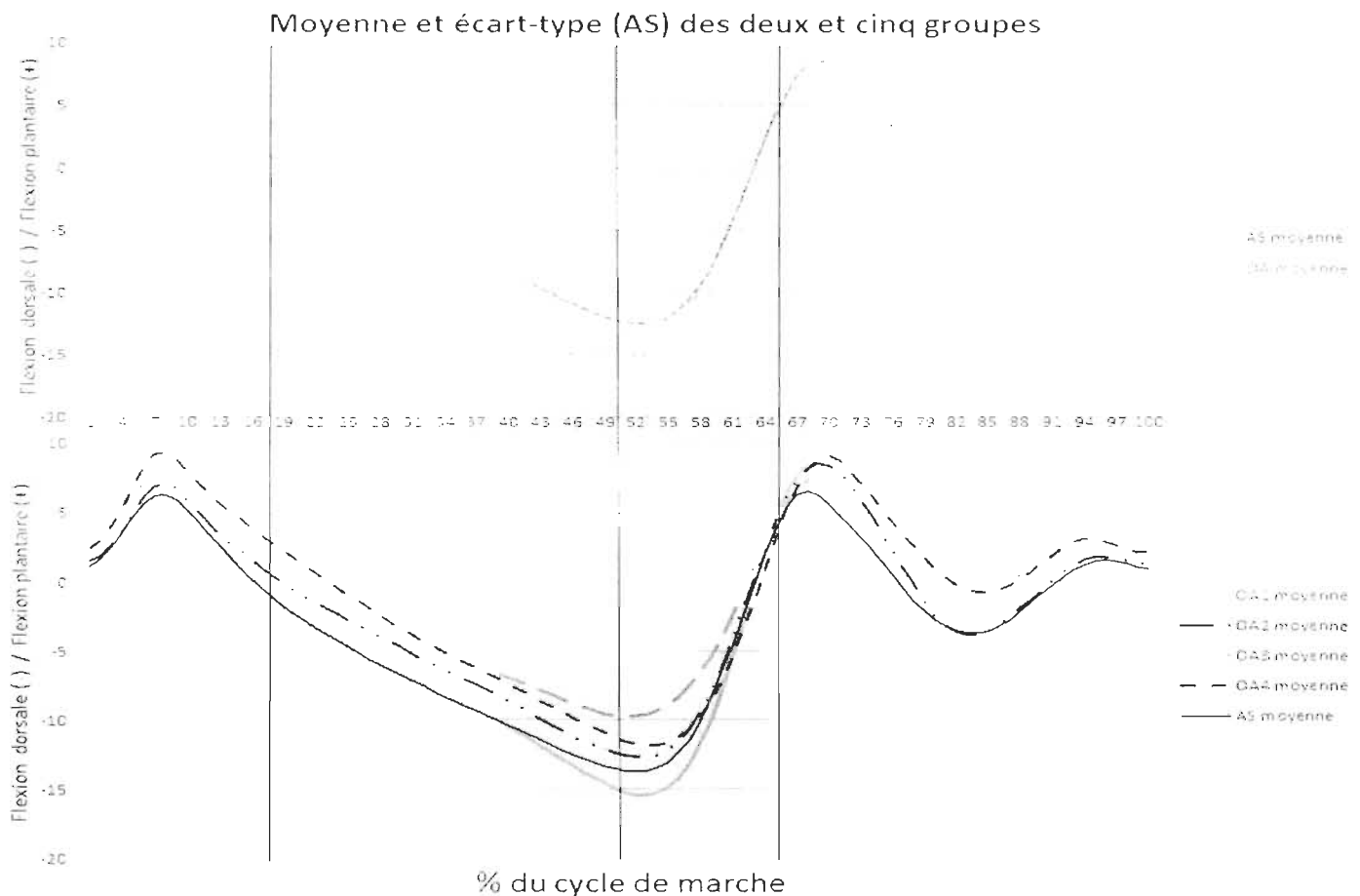


Figure 11. Graphique présentant le patron moyen de flexion plantaire/dorsale, exprimé en fonction du cycle de marche. Cela pour les deux groupes (AS vs OA) qui sont présentés dans le graphique du haut et pour les cinq groupes (AS, OA_{KL1} à OA_{KL4}), présentés dans le graphique du bas. L'écart-type y apparaît pour le groupe AS.

Tableau 6

Résultats des paramètres de flexion plantaire dorsale pour l'articulation de la cheville

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste	Abelson &	Abelson &
	Moyennes observées (angle en °)					AS vs OA _{KL1,2,3,4} <i>F</i> (1,44)	Tukey 5 niveaux <i>F</i> (1,44)	Tukey 4 niveaux <i>F</i> (1,44)
	AS n = 16	OA _{KL1} n = 10	OA _{KL2} n = 6	OA _{KL3} n = 7	OA _{KL4} n = 10			
θ_{S01} - Angle de la cheville en flexion plantaire au contact initial	1.35±3.62	1.57±2.70	0.99±3.45	1.20±1.29	1.49±2.32	0,001	0,001	0,001
θ_{S02} - Angle maximal en flexion plantaire	7,21±3,71	7.12±1.51	7.57±2.00	7.21±3.10	9.39±2.78	0,32	2,49	<u>3,40</u>
$\Delta\theta_{S03}$ - Changement angulaire en flexion plantaire	5.87±2.70	5.55±2.66	6.59±3.65	6.01±2.95	7.90±2.24	0,40	2,62	2,62
10(%) _{S02} - Occurrence du maximum en flexion plantaire (%)	7,74±1,01	7.45±2.46	7.78±0.53	7.31±0.77	8.00±1.53	0,03	0,11	0,33
θ_{S04} - Position angulaire moyenne durant l'appui unilatéral	-7,53±3,23	-8.20±3.94	-6.74±2.83	-6.55±1.64	-5.74±4.08	0,33	1,80	2,10
	Résultats ANCOVA					<i>F</i> (1,43)	<i>F</i> (1,43)	<i>F</i> (1,43)
	Moyennes ajustées (angle en °)							
$\Delta\theta_{S03}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	6,34±0.75	5.53±0.86	6.49±1.12	5.92±1.03	7.29±0.95	0,000	0,64	1,08

Note : Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle (θ_{S1} , θ_{S2} , θ_{S4}) ou dans le cas du paramètre de changement angulaire ($\Delta\theta_{S3}$) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour de la cheville est une flexion plantaire. Si la valeur est négative cela indique un mouvement en flexion dorsale.

Les annotations (*) et (†) précisent que la valeur des *F* est significative à des seuils de 0.05 et 0.01 respectivement. Une valeur soulignée indique qu'elle est près du seuil critique de significativité à 0.05.

Plan frontal

Dans le plan frontal, il n'y a aucun paramètre discriminant entre le groupe asymptomatique et le groupe arthrosique; or, il y a lieu de faire mention de plusieurs observations intéressantes visibles à partir des patrons de mouvement. Selon la Figure 12, il est possible de constater que le groupe OA effectue un contact initial et un mouvement de la cheville moins en éversion, lorsque comparé au groupe AS au tout début de la phase de mise en charge. Le positionnement en éversion entre les deux groupes s'apparente ensuite, soit vers la fin de la phase de mise en charge. On note alors que l'éversion se produit moins abruptement et moins tôt chez les personnes OA.

Lorsque nous observons le patron moyen des cinq groupes, le groupe AS reste toujours plus en éversion lors du contact initial, obtient un angle en éversion plus élevé que le groupe OA_{K11} et OA_{K12}, pour la première moitié de la mise en charge, mais un angle en éversion plus faible que le groupe OA_{K13} et OA_{K14}, lors de l'appui unilatéral.

Globalement, il est possible d'observer la tendance d'un premier changement angulaire en éversion moins prononcé chez le groupe AS lorsque comparé au groupe OA : cela puisque après le premier minimum en éversion, on observe, chez le groupe AS seulement, que le positionnement angulaire dans le plan frontal est stable et maintenu autour de ce minimum jusqu'à la poussée. Bien que le groupe AS est apte à maintenir sa position angulaire après le minimum en éversion, on observe sur la Figure 12 que les sous-groupes OA ont plus tendance à poursuivre l'excursion en éversion à la suite de l'atteinte d'un premier minimum. Plus la détérioration de l'état arthrosique du genou augmente, plus il est difficile à la cheville de maintenir une position angulaire dans le

plan frontal lors de la mise en charge, cela amène donc un changement angulaire très progressif, mais important lorsqu'on compare le groupe AS aux sous-groupes de personnes arthrosiques OA_{KLI} à OA_{KL4} .

Moyenne et écart-type (AS) des deux et cinq groupes

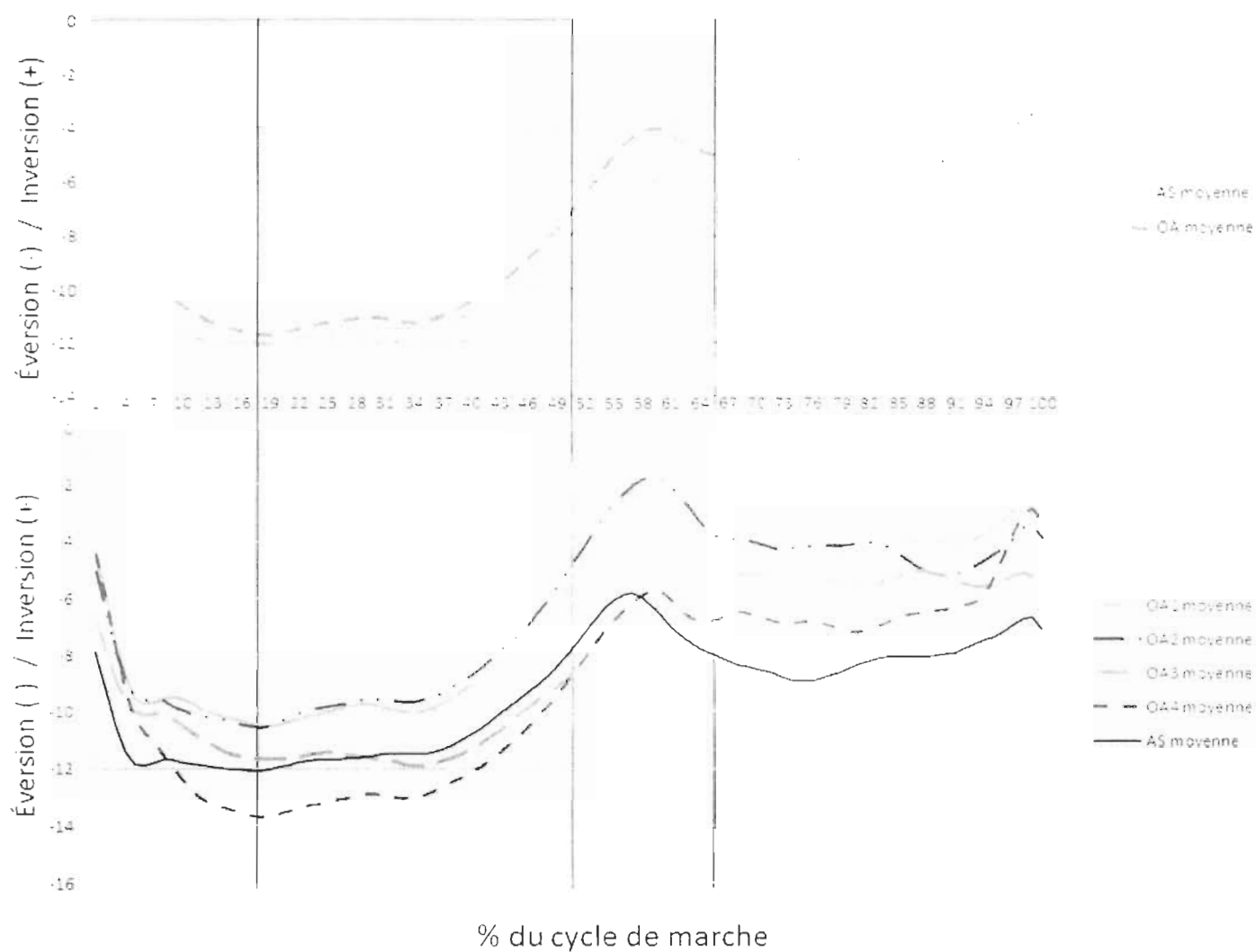


Figure 12. Graphique présentant le patron moyen en inversion/ éversion, exprimé en fonction du cycle de marche. Cela pour les deux groupes (AS vs OA) qui sont présentés dans le graphique du haut et pour les cinq groupes (AS, OA_{KLI} à OA_{KL4}), représentés dans le graphique du bas. L'écart-type y apparaît pour le groupe AS.

En termes de sensibilité, quatre paramètres sont significativement sensibles à la sévérité radiologique, grâce aux observations découlant des analyses de variation monotone à cinq niveaux (de l'état AS à celui OA_{KL4}) d'Abelson & Tukey (2013). Les deux paramètres de changement angulaire en éversion ($\Delta\theta_{E3}$ et $\Delta\theta_{E5}$) ressortent comme étant évolutifs d'un état asymptomatique à une atteinte arthrosique sévère et ces évolutions s'avèrent significatives ($F_{(1,44)} = 5,20, p = 0,05$ et $F_{(1,44)} = 8,85, p = 0,01$ respectivement). Selon nos observations, voir les variations des moyennes au Tableau 7, l'évolution vers un état arthrosique sévère s'accompagne avec une augmentation de l'ampleur du mouvement ($\Delta\theta_{E3}$ et $\Delta\theta_{E5}$). Lorsque la masse corporelle est prise en considération à titre de covariable, l'effet significatif sur le 1^{er} changement angulaire en éversion ($\Delta\theta_{E3}$) ne persiste pas ($F_{(1,44)} = 2,32$). D'un autre côté, le 2^e changement angulaire en éversion se produisant à la fin de la mise en charge ($\Delta\theta_{E5}$) demeure significatif ($F_{(1,44)} = 6,03, p = 0,01$), malgré la prise en considération de la masse corporelle. L'occurrence, exprimée en pourcentage du cycle de marche, du 1^{er} minimum en éversion ($10(\%)_{E2}$) ressort de l'analyse à cinq niveaux comme étant significativement sensible et témoigne que les mouvements en éversion se manifestent plus tardivement au cours du cycle de marche avec l'augmentation de la sévérité de la pathologie ($F_{(1,44)} = 5,65, p = 0,05$ et $F_{(1,44)} = 6,32, p = 0,05$). Le dernier paramètre sensible à la sévérité radiologique est le changement angulaire entre les deux minimaux en éversion ($\Delta\theta_{E6}$). Pour ce paramètre, l'analyse de variation monotone à cinq niveaux est significative ($F_{(1,44)} = 4,40, p = 0,05$). Cet effet significatif indique que la différence entre les deux minimaux en éversion, observée dans la phase de mise en charge, devient de plus en

plus en plus importante entre l'état asymptomatique et l'état de gonarthrose sévère comme nous pouvions le constater à l'observation des patrons de mouvement illustré à la Figure 12.

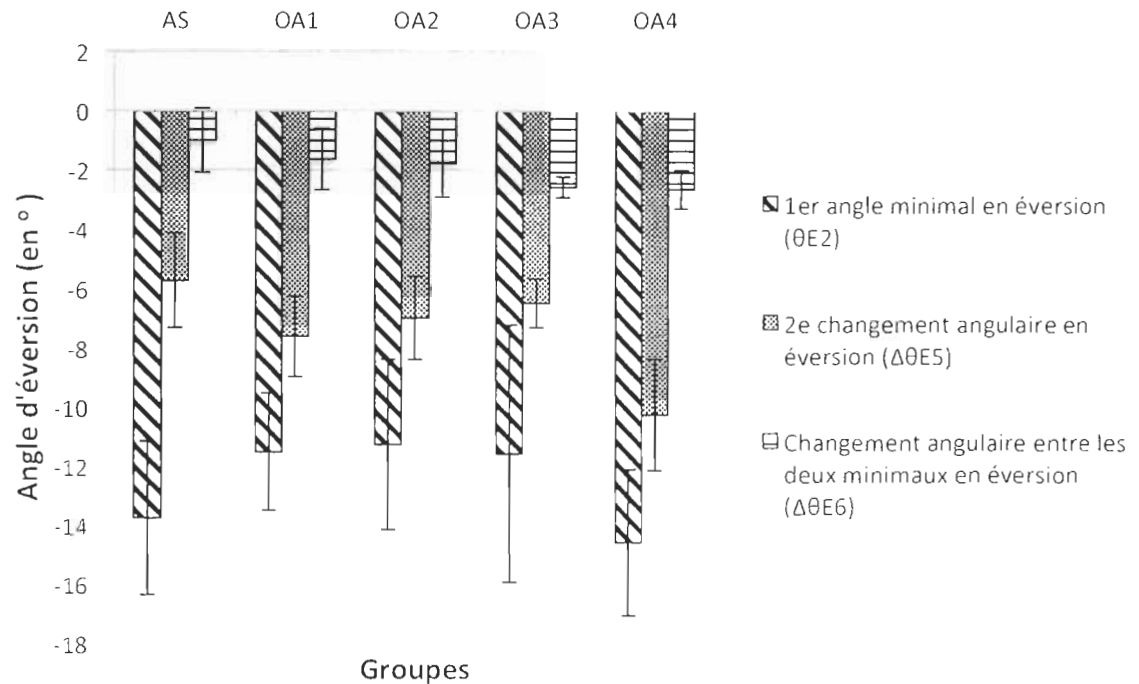


Figure 13. Évolution des cinq groupes pour les paramètres θ_{E2} , $\Delta\theta_{E5}$ et $\Delta\theta_{E6}$. Les écart-type sont présentés par les traits verticaux.

La Figure 13, issue de l'analyse du plan frontal de la cheville, permet l'observation plusieurs effets sur les paramètres qui s'avèrent pertinents. Dans un premier temps, on observe que durant la mise en charge, il est possible d'observer un premier minimum en éversion (θ_{E2}) où le groupe AS obtient un angle en éversion plus important que les sous-groupes $OA_{KL1,2,3}$, mais moins élevé que le groupe OA_{KL4} . Pour ce même paramètre, on note aussi, une variation croissante entre les quatre sous-groupes

de OA_{KL1} à OA_{KL4} . On constate également une augmentation à trois niveaux pour le paramètre du deuxième changement angulaire en éversion ($\Delta\theta_{E5}$), où le changement est plus petit chez le groupe de AS, plus prononcé et diminuant graduellement à partir du sous-groupe OA_{KL1} , jusqu'à OA_{KL3} et un changement angulaire encore plus marqué chez le groupe OA_{KL4} . En dernier, on peut observer pour le paramètre du changement angulaire entre les deux minimaux en éversion ($\Delta\theta_{E6}$) une augmentation graduelle du changement angulaire lorsque la détérioration de l'état arthrosique augmente.

Tableau 7

Résultats des paramètres d'éversion/inversion pour l'articulation de la cheville

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste	Abelson &	Abelson &
	Moyennes observées (angle en °)					AS vs	Tukey	Tukey
	AS n = 16	OA _{KL1} n = 10	OA _{KL2} n = 6	OA _{KL3} n = 7	OA _{KL4} n = 10	OA _{KL1,2,3,4} F (1,44)	5 niveaux F (1,44)	4 niveaux F (1,44)
θ_{E1} - Angle de la cheville en éversion au contact initial	-9.05±4,86	-5.55±4,84	-6.07±6,77	-7.70±8,97	-6.99±5,46	1,29	0,31	0,28
θ_{E2} - 1 ^{er} angle minimal en éversion	-13.77±5,20	-11.53±3,97	-11.27±5,77	-11.60±8,71	-14.60±4,97	0,54	0,10	1,15
$\Delta\theta_{E3}$ - 1 ^{er} changement angulaire en éversion	-4.75±1,96	-6.01±2,82	-5.27±1,54	-3.92±1,99	-7.83±3,15	1,30	5,20*	1,54
l θ (%) _{E2} - Occurrence du 1 ^{er} minimum en éversion (%)	5,69±1,25	5,86±1,11	5,71±0,76	5,73±1,95	7,40±2,02	0,80	5,65*	<u>3,78</u>
θ_{E4} - 2 ^e angle minimal en éversion	-14.78±5,01	-13.16±3,96	-13.06±5,43	-14.19±8,34	-17.26±5,40	0,03	1,06	2,20
$\Delta\theta_{E5}$ - 2 ^e changement angulaire en éversion	-5.73±3,19	-7.61±2,72	-6.99±2,80	-6.49±1,66	-10.27±3,78	<u>3,60</u>	8,85†	3,10
$\Delta\theta_{E6}$ - Changement angulaire entre les deux minimaux en éversion	-1.01±2,17	-1.63±2,09	-1.78±2,29	-2.59±0,69	-2.66±1,31	2,84	4,40*	1,87
	Résultats ANCOVA							
	Moyennes ajustées (angle en °)							
						F (1,43)	F (1,43)	F (1,43)
$\Delta\theta_{E3}$ - 1 ^{er} changement angulaire en éversion	-5.13±0,65	-5.99±0,75	-5.19±0,97	-3.85±0,90	-7.33±0,83	0,28	2,32	0,59
$\Delta\theta_{E5}$ - 2 ^e changement angulaire en éversion	-6.05±0,83	-7.6±0,96	-6.92±1,24	-6.43±1,15	-9.86±1,05	2,21	6,03†	2,05

Note : Une valeur négative dans le cas des mesures d'angle (θ_{E1} , θ_{E2} , θ_{E4}) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ($\Delta\theta_{E3}$, $\Delta\theta_{E5}$) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour de la cheville est en éversion. Si négative cela indique un mouvement en inversion.

Les annotations (*) et (†) précisent que la valeur des F est significative à des seuils de 0,05 et 0,01 respectivement. Une valeur soulignée indique qu'elle est près du seuil critique de significativité à 0,05.

Plan transversal (angle d'ouverture du devant du pied par rapport au plan de progression de la marche)

Selon le Tableau 8, on n'observe aucun paramètre discriminant entre le groupe asymptotique et le groupe arthrosique. De plus, il n'y a aucun paramètre ressortant significatif lors des analyses de variation monotone d'Abelson & Tukey (2013) à cinq ainsi qu'à quatre niveaux. On peut observer, selon la distribution des données ainsi que les résultats obtenues lors des analyses, qu'il n'y a aucune tendance ressortant de ces trois paramètres reliés à l'angle d'ouverture du devant du pied dans le plan transversal ou par rapport au sol.

Tableau 8

Résultats sur les angles d'ouverture du devant du pied dans le plan transversal par rapport au plan de progression de la marche

84

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste	Abelson &	Abelson &
	Moyennes observées (angle en °)					AS vs	Tukey	Tukey
	AS	OA _{KLI}	OA _{KLI2}	OA _{KLI3}	OA _{KLI4}	OA _{KLI,2,3,4}	5 niveaux	4 niveaux
	n = 16	n = 10	n = 6	n = 7	n = 10	F (1,44)	F (1,44)	F (1,44)
θ_{11} - Angle d'ouverture du devant du pied au contact initial	12,71±4,65	11,75±5,32	16,71±7,02	9,96±6,08	13,11±3,60	0,008	0,000	0,01
θ_{12} - Angle moyen d'ouverture du devant du pied durant la mise en charge	10,26±4,58	10,38±5,33	14,15±6,27	8,10±5,63	12,10±3,02	0,27	0,000	0,10
θ_{13} - Angle moyen d'ouverture du devant du pied durant la phase de simple support	10,58±4,53	10,87±5,52	14,45±5,98	8,13±5,77	12,39±3,06	0,24	0,000	0,05

Note : Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle (θ_{11} , θ_{12} , θ_{13}) indique que le positionnement angulaire est en ouverture ou déviation latérale. Si négative cela indique un mouvement en fermeture ou déviation médiale.

Les annotations (*) et (†) précisent que la valeur des F est significative à des seuils de 0,05 et 0,01 respectivement.

Fonction physique (WOMAC)

Les résultats obtenus pour cette section seront divisés en deux portions. La première comprend la comparaison des moyennes entre les différents sous-groupes de sévérité radiologique chez les OA pour chaque catégorie du questionnaire WOMAC (Tableau 9). La seconde porte sur les résultats des corrélations servant à vérifier la présence d'une relation linéaire significative entre chacune des catégories du WOMAC et les deux principaux paramètres d'intérêts, issus des analyses antérieures faites sur les paramètres de cinématique à la cheville, soient deux paramètres reliés au plan frontal (Tableau 10).

Aucun sous-groupe n'est ressorti significativement différent entre chacun des sous-groupes OA sur la base des comparaisons des scores et sous-scores moyen du WOMAC, tel que nous pouvons l'observer selon les moyennes rapportées dans le Tableau 9. De plus, l'absence de résultats significatifs à la suite des analyses de variation monotone à quatre niveaux (OA_{KL1} à OA_{KL4}) d'Abelson & Tukey (2013) témoigne que les scores WOMAC ne suivent pas une croissance monotone avec l'état de sévérité radiographique augmentant. Par contre, il est possible de constater au Tableau 9 que le groupe OA_{KL1} obtient les moyennes les plus basses pour les trois catégories du questionnaire WOMAC (douleur, raideur et fonction) ainsi qu'au cumulatif en comparaison avec tous les autres sous-groupes de OA. Un autre fait intéressant que l'on peut observer au Tableau 9 est que le groupe OA_{KL2} obtient les moyennes les plus élevées de tous les groupes pour deux catégories (douleur et fonction) ainsi que le plus haut cumulatif.

À la lumière des résultats des analyses présentés au Tableau 10, pour le coefficient de tau-b de Kendall ainsi que le r équivalent de Pearson, il est possible d'observer une relation linéaire significative entre chacune des catégories du WOMAC. On note dans le cas du coefficient de corrélation de Pearson, des relations de force ayant un r allant de 0,618 à 0,994 et un intervalle de 0,424 à 0,928 pour le coefficient de tau-b de Kendall lorsque les diverses catégories du WOMAC sont mise en relation. Dans les deux cas, la relation significative la plus forte (0,994 et 0,928 respectivement) se retrouve entre la catégorie fonction et le score total du questionnaire WOMAC.

Selon d'autres résultats obtenus dans le Tableau 10, sur la totalité des paramètres à la cheville issus de l'analyse dans le plan frontal (soit parmi ceux se retrouvant dans le Tableau 7), pour deux d'entre eux il existe une relation positive et significative avec une des trois catégories du questionnaire: cela lorsque le coefficient tau-b de Kendall est utilisé. Pour la catégorie douleur, on observe une faible force de relation avec le premier et le deuxième changements angulaires, en éversion, dans le plan frontal ($\Delta\theta_{1,3}$ et $\Delta\theta_{1,5}$) (pour les deux comparaisons, nous obtenons des corrélations similaires : $r = 0,245$ ou selon un r équivalent selon le tau-b de Kendall de 0,375), $p = 0,046$).

Tableau 9
Résultats des moyennes chez les OA et des corrélations du WOMAC

Catégorie WOMAC	Moyennes observées (angle en °)				<i>F</i> global	Abelson & Tukey 4 niveaux
	OA _{KL1} n = 10	OA _{KL2} n = 6	OA _{KL3} n = 7	OA _{KL4} n = 10	F (3,29)	F (3,29)
WOMAC douleur	177,9±84,45	239,0±75,58	197,0±94,36	208,6±91,61	0,61	0,30
WOMAC raideur	81,1±56,50	115,0±46,99	122,29±38,47	104,7±42,90	1,23	1,10
WOMAC fonction	640,3±387,1	788,33±281,29	753,29±390,32	756±335,42	0,29	0,39
WOMAL total	899,3±500,42	1142,0±373,05	1072,57±514,89	1069,3±452,54	0,42	0,45

Les annotations (*) et (†) précisent que la valeur des *F* selon le score d'Abelson & Tukey calculé est significative à des seuils de 0,05 et 0,01 respectivement. Une valeur soulignée, indique qu'elle est près du seuil critique de significativité à 0,05.

Tableau 10

Corrélation entre les différentes catégories du WOMAC et des paramètres pertinents issus de l'analyse dans le plan frontal de la cheville

		WOMAC douleur	WOMAC raideur	WOMAC fonction	Womac total	$\Delta\theta_{E3}$	$\Delta\theta_{E5}$
WOMAC douleur		1.00	0,42** (0,62)	0,59** (0,80)	0,66** (0,86)	0,25* (0,38)	0,25* (0,38)
WOMAC raideur	Coefficient de	0,42** (0,62)	1.00	0,64** (0,85)	0,68** (0,87)	0,12 (0,19)	0,14 (0,22)
WOMAC fonction	Corrélation	0,59** (0,80)	0,64** (0,85)	1.00	0,93** (0,99)	0,13 (0,20)	0,18 (0,28)
Womac_total	Tau-b de Kendall (r équivalent)	0,69** (0,86)	0,68** (0,87)	0,93** (0,99)	1.00	0,18 (0,28)	0,22 (0,33)
$\Delta\theta_{E3}$		0,25* (0,38)	0,12 (0,19)	0,13 (0,20)	0,18 (0,28)	1.00	0,55** (0,76)
$\Delta\theta_{E5}$		0,25* (0,38)	0,14 (0,22)	0,18 (0,28)	0,22 (0,33)	0,55** (0,76)	1.00

**Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

*Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

(Formule du r équivalent): $\sin(\text{Pi}() \text{tau-b}/2)$

Relation entre les mesures de cinématique interarticulaire

Dans le cadre du second objectif de ce projet de recherche, il était question de mettre en relation les paramètres retenus à la cheville avec ceux d'intérêts au genou (issus des travaux de Boivin 2010, voir annexe). Pour ce faire, tout d'abord nous allons présenter les résultats obtenus grâce à la matrice de corrélations où les différentes corrélations seront présentées dans le Tableau 11 selon les trois plans de mouvement et dans le respect de l'ordre suivant : plan sagittal, plan frontal suivi du plan transversal pour le genou et ensuite le complexe cheville/pied. Ensuite, les résultats de l'analyse par composante principale (Tableau 12) sont présentés dans l'optique de mieux saisir comment les principales facettes des mouvements genou – complexe cheville/pied sont inter-reliés et subdivisées.

Matrice de corrélations

Plan sagittal

On a observé 14 corrélations significatives entre les paramètres au genou dans le plan sagittal et les paramètres à la cheville tous les plans confondus. Le Tableau 11 permet d'observer chacune des corrélations, le niveau de force de la relation ainsi que son sens. Il existe entre les paramètres dans le plan sagittal du genou et ceux du plan sagittal de la cheville trois corrélations négatives avec des effets de moyennes et de grandes tailles ($r = -0,32$ à $-0,58$). L'angle maximal en flexion au genou (θ_{F2}) obtient la meilleure force de relation significative ($p = 0,01$) avec l'angle maximal en flexion plantaire (θ_{S02}) ($r = -0,58$). On peut observer huit corrélations significatives avec des

effets de faibles à moyennes tailles entre les paramètres du plan sagittal au genou et ceux du plan frontal à la cheville ($r = -0,28$ à $0,43$). Les deux relations ayant la plus grande taille est entre l'angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge au genou (θ_{F2}) et le 1^{er} ainsi que le 2^e changements angulaires en éversion à la cheville ($\Delta\theta_{E3}$ et $\Delta\theta_{E5}$) ($r = 0,37, p = 0,01$; $0,43, p = 0,01$). Il est aussi à noter que le changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge au genou ($\Delta\theta_{F3}$) est corrélé avec le 2^e angle minimum et le 2^e changement angulaire en éversion à la cheville (θ_{F4} et $\Delta\theta_{F5}$). Pour finir, il y a la présence de deux corrélations de faible force entre le paramètre de l'angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge au genou (θ_{F2}) et les deux paramètres reliés à l'angle d'ouverture du devant du pied dans le plan transversal (θ_{T1} et θ_{T2}) ($p = 0,05$).

Plan frontal

On n'a observé aucune corrélation significative entre les paramètres au genou dans le plan frontal et les paramètres à la cheville tous les plans confondus. Le Tableau 11 permet d'observer les corrélations sur chacune des deux articulations et il est possible de remarquer que les paramètres du plan frontal du genou sont majoritairement corrélés entre eux et avec deux paramètres du plan transversal du genou.

Plan transversal

On a observé 9 corrélations significatives entre les paramètres au genou dans le plan transversal, soit les rotations tibiales interne/externe et les paramètres à la cheville tous

les plans confondus dont six en lien avec l'angle d'ouverture du devant du pied dans le plan transversal. Les relations ayant le plus grande force sont entre le paramètre de l'angle minimal, en rotation interne au genou, durant la mise en charge (θ_{R2}) et l'angle d'ouverture du devant du pied au contact initial et l'angle moyen d'ouverture du devant du pied durant la mise en charge (θ_{T1} et θ_{T2}) ($r = 0,50, p = 0,01$; $r = 0,49, p = 0,01$). Il est intéressant d'observer au Tableau 11 que les paramètres de rotations interne/externe autour du genou et ceux du plan frontal à la cheville sont corrélés avec une force moyenne, mais un sens négatif. L'angle dans le plan transversal au contact initial au genou (θ_{R1}) est en relation avec le 1^{er} changement angulaire en éversion à la cheville ($\Delta\theta_{E3}$) avec un r de -0.41 et est significatif à $p = 0.01$.

Tableau 11
Corrélation entre les différents paramètres issus du genou et de la cheville

		SG	PS / DG					PF / DG					PT / DG					PS / DC					PF / DC					PT / DC				
		Align varus	θ_{11}	θ_{12}	$\Delta\theta_{13}$	$\Delta\theta_{16}$	θ_{21}	θ_{22}	$\Delta\theta_{23}$	$\Delta\theta_{26}$	θ_{31}	θ_{32}	$\Delta\theta_{33}$	θ_{41}	θ_{42}	$\Delta\theta_{43}$	θ_{51}	θ_{52}	$\Delta\theta_{53}$	θ_{61}	θ_{62}	$\Delta\theta_{63}$	θ_{71}	θ_{72}	$\Delta\theta_{73}$	θ_{81}	θ_{82}	$\Delta\theta_{83}$	θ_{91}	θ_{92}	$\Delta\theta_{93}$	
SG	Align varus	1	0,25	1,11	0,37	0,13	0,84	0,90	0,44	0,65	0,82	0,43	0,30	0,11	0,21	0,17	-0,01	0,08	0,11	-0,07	0,17	0,10	0,10	0,04								
	θ_{11}	0,25	1	0,79	-0,19	0,19	0,19	0,13	0,19	-0,17	0,13	-0,47	-0,30	0,11	0,13	-0,58	-0,32	0,07	-0,12	0,25	0,26	-0,22	-0,17									
PS DG	θ_{12}	-0,01	0,79	1	0,46	-0,12	0,04	0,19	0,18	0,10	0,10	-0,46	-0,11	0,14	-0,46	-0,22	0,16	0,35	0,17	0,43	-0,29	-0,28										
	$\Delta\theta_{13}$	-0,37	-0,19	0,46	1	-0,46	-0,33	-0,37	0,10	-0,10	-0,33	0,17	-0,30	-0,30	0,11	0,10	0,30	0,58	0,24	0,31	-0,15	-0,21										
PF DG	$\Delta\theta_{16}$	0,13	0,19	0,12	-0,46	1	0,19	0,13	0,10	-0,33	0,17	-0,30	-0,30	0,11	0,10	0,30	0,58	0,24	0,31	-0,15	-0,21											
	θ_{21}	0,84	0,19	-0,04	-0,33	0,12	1	0,90	0,10	0,18	0,92	-0,11	0,13	0,08	0,07	0,11	0,08	-0,01	-0,04	-0,09	-0,13	0,04	0,05									
PT DG	θ_{22}	0,90	0,19	0,18	-0,37	0,17	0,90	1	0,40	0,12	0,94	-0,11	0,13	0,11	0,11	0,16	0,09	0,06	0,01	0,11	-0,13	-0,10	-0,01									
	$\Delta\theta_{23}$	0,33	0,06	-0,05	-0,17	0,14	-0,02	0,43	1	0,36	0,11	-0,11	-0,29	0,11	0,17	0,14	-0,02	0,15	0,07	-0,16	-0,23	-0,18	-0,11									
PS DC	$\Delta\theta_{26}$	0,36	-0,07	0,13	-0,11	-0,12	0,16	0,11	0,36	1	-0,11	-0,11	0,10	0,01	-0,14	0,17	0,14	-0,02	0,15	0,07	-0,16	-0,23	-0,18	-0,11								
	θ_{31}	0,82	0,13	-0,09	-0,33	0,15	0,82	0,94	0,11	0,12	1	-0,11	0,10	0,11	0,06	0,12	0,18	-0,02	-0,09	-0,19	-0,25	0,01	0,01									
PT DC	θ_{32}	-0,35	-0,47	-0,46	-0,07	-0,09	-0,11	0,14	-0,11	-0,11	-0,11	1	0,31	0,41	-0,66	0,34	0,21	-0,10	-0,14	-0,41	0,21	0,14	0,30									
	θ_{41}	-0,30	-0,30	-0,46	-0,30	0,11	-0,15	-0,16	0,29	-0,16	0,17	0,31	1	0,15	0,79	0,15	0,02	-0,10	-0,04	-0,27	-0,11	0,50	0,49									
PS DC	$\Delta\theta_{43}$	0,08	0,23	0,02	-0,30	0,17	0,08	0,11	0,10	0,10	0,41	0,35	0,15	1	0,15	-0,21	-0,25	-0,00	0,00	0,19	0,15	0,10	0,14									
	θ_{51}	-0,26	-0,23	-0,34	-0,21	-0,05	-0,07	-0,14	0,17	-0,30	0,09	0,66	0,79	0,15	1	0,13	0,06	-0,04	0,00	-0,35	-0,20	0,45	0,40									
PF DC	θ_{52}	0,07	-0,58	0,46	0,11	-0,04	0,11	0,19	-0,18	-0,10	0,14	-0,19	-0,19	0,13	1	0,51	0,06	0,00	0,26	0,28	0,07	0,02										
	$\Delta\theta_{53}$	-0,02	-0,32	-0,22	0,10	-0,29	0,08	0,08	0,02	0,14	0,18	0,11	0,22	-0,19	0,06	0,51	1	-0,12	-0,17	-0,23	-0,16	-0,03	-0,14									
PT DC	θ_{61}	0,08	0,07	0,15	0,30	-0,18	-0,01	0,09	0,18	-0,17	0,11	-0,11	0,10	0,10	0,04	0,06	-0,10	1	0,94	0,11	-0,02	0,14	-0,12									
	θ_{62}	0,01	0,12	0,35	0,38	-0,30	-0,04	-0,01	0,07	0,04	-0,09	-0,04	-0,04	0,00	0,00	0,00	-0,17	0,94	1	0,25	0,20	-0,13	-0,14									
PS DC	$\Delta\theta_{63}$	-0,07	0,15	0,37	0,24	0,01	0,05	0,18	0,18	-0,11	0,11	0,11	0,11	0,15	-0,14	-0,13	0,11	0,13	1	0,83	-0,15	-0,18	-0,18									
	$\Delta\theta_{66}$	-0,17	0,26	0,43	0,31	-0,00	-0,13	-0,13	0,15	0,04	-0,15	-0,11	0,11	0,11	0,10	-0,28	-0,16	-0,02	0,2	0,83	1	-0,11	-0,17									
PT DC	θ_{71}	-0,10	-0,22	-0,29	-0,15	-0,11	0,04	-0,04	-0,16	-0,19	-0,11	0,14	0,50	0,19	0,45	0,07	-0,03	-0,14	-0,19	-0,16	-0,11	1	0,96									
	θ_{72}	-0,04	-0,17	-0,28	-0,21	-0,07	0,05	0,19	-0,11	-0,11	-0,11	0,10	0,49	0,11	0,40	0,01	-0,14	-0,11	0,14	-0,18	-0,17	0,96	1									

Abbreviations: SG : genou ; DG : cheville ; PS : plan Sagittal ; PF : plan Frontal ; PT : plan Transverse ; DC : cheville ; DG : genou ; PS : plan Sagittal ; PF : plan Frontal ; PT : plan Transverse

Abbreviations: SG : genou ; DG : cheville ; PS : plan Sagittal ; PF : plan Frontal ; PT : plan Transverse ; DC : cheville ; DG : genou ; PS : plan Sagittal ; PF : plan Frontal ; PT : plan Transverse

Analyse par composantes principales

Un total de 24 paramètres a été intégré dans la matrice de corrélations pour réaliser une analyse par composantes principales. Cette analyse permet théoriquement de convertir en 24 facteurs l'information de variance et de covariance contenue dans nos 24 paramètres. Par l'examen du graphique des éboulis, nous observons que les valeurs propres des premiers facteurs chutent rapidement, aboutissant à la rétention des 8 premiers facteurs selon le critère de Kaiser (soit une valeur propre plus grande ou égale à 1). Pour garantir une précision statistique raisonnable de la solution produite par cette méthode d'analyse, il est suggéré d'avoir un minimum de 100 sujets et plus ou encore un nombre de sujets égal à 10 à 25 fois le nombre de variables comprises dans l'analyse. À la vue du tableau matriciel à huit facteurs obtenus, nous observons que certains paramètresaturent sur plusieurs facteurs, ce qui rend difficile d'établir quels paramètres s'associent franchement à quel facteur. En prenant en considération le nombre plus limité de sujets ainsi qu'une multi-saturation de certains paramètres, le choix final de l'analyse portera sur quatre facteurs, qui, lors de l'extraction, permettent d'exprimer 61,1% de la variance totale du tableau de corrélations. Nous observons au Tableau 12 que le premier facteur intègre huit paramètres saturant à plus de 0,50 sur deux plans autour du genou et de la cheville et qu'ils sont représentés par 1) trois angles de flexion autour du genou (θ_{F1} , θ_{F2} et θ_{F3}), 2) les deux changements angulaire en éversion ($\Delta\theta_{F3}$ et $\Delta\theta_{E5}$), 3) un angle et un changement angulaire en flexion plantaire (θ_{S02} et $\Delta\theta_{S03}$) et 4) une mesure des rotations tibiales interne/externe (θ_{R1}). Il y a dans le deuxième facteur six paramètres saturant à plus de 0,40 dont cinq sont issus du plan frontal du genou, en

lien avec les angulations en varus/valgus (θ_{A1} , θ_{A3} , $\Delta\theta_{A4}$, θ_{A10} évalués à la marche et l'alignement en varus ou l'axe mécanique du membre inférieur évalué debout au repos) ainsi qu'un changement angulaire en flexion autour du genou ($\Delta\theta_{F5}$) à la marche. Il est intéressant de noter que ce résultat va dans le même sens que ceux issus des corrélations, mettant en évidence que les paramètres issus du plan frontal du genou sont indépendants des autres paramètres du genou et du complexe cheville/pied. Le troisième facteur intègre trois paramètres reliés aux angles en éversion à la cheville (θ_{E1} , θ_{E2} et θ_{E4}) saturant fortement à plus de 0.90. Le dernier facteur intègre quatre paramètres saturant à plus de 0.50 issus des analyses portant sur les rotations tibiales interne/externe du genou (θ_{R2} et $\Delta\theta_{R2}$) ainsi que de l'angle d'ouverture du devant du pied dans le plan transversal de la marche (θ_{I1} et θ_{I2}).

Tableau 12
Schéma matriciel de l'analyse par composante principale

Plan / Condition / Articulation		Paramètres	Facteurs			
			1	2	3	4
SG	Alignement en varus (statique)		0,135	0,932	0,008	-0,003
	θ_{A1} - Angle dans le plan frontal au contact initial		0,073	0,849	-0,058	0,099
	θ_{A3} - Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral		0,014	0,956	0,015	-0,007
	$\Delta\theta_{A4}$ - Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge		-0,119	0,429	0,154	-0,219
PF / DG	θ_{A10} - Angle maximal/minimal dans le plan frontal durant la phase de chargement		-0,053	0,887	-0,076	0,019
	$\Delta\theta_{A2}$ - Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge		-0,024	0,335	0,080	-0,177
	θ_{F1} - Angle dans le plan sagittal au contact initial		0,834	0,245	0,016	0,003
	θ_{F2} - Angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge		0,785	-0,089	0,244	-0,278
PS / DG	$\Delta\theta_{F5}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge		0,048	-0,498	0,367	-0,448
	θ_{F3} - Angle minimal dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral		0,842	0,098	0,010	-0,114
	$\Delta\theta_{F6}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral		0,249	0,307	-0,358	0,231
	θ_{E1} - Angle de la cheville en éversion au contact initial		-0,103	0,117	0,933	0,077
PF / DC	θ_{E2} - 1 ^{er} angle minimal en éversion		0,144	0,030	0,954	-0,016
	θ_{E3} - 2 ^e angle minimal en éversion		0,254	-0,089	0,936	0,011
	$\Delta\theta_{E3}$ - 1 ^{er} changement angulaire en éversion		0,564	-0,199	-0,057	-0,201
	$\Delta\theta_{E5}$ - 2 ^e changement angulaire en éversion		0,597	-0,350	-0,090	-0,116
PS / DC	$\Delta\theta_{E6}$ - Changement angulaire entre les deux valeurs minimales d'éversion		0,312	-0,344	-0,076	0,078
	θ_{S01} - Angle de la cheville en flexion plantaire au contact initial		-0,187	0,135	0,353	0,283
	θ_{S02} - Angle maximal en flexion plantaire		-0,694	0,116	0,106	-0,112
	$\Delta\theta_{S03}$ - Changement angulaire en flexion plantaire		-0,541	-0,015	-0,246	-0,405
PT / DC	θ_{T1} - Angle d'ouverture de la cheville au contact initial		-0,186	-0,092	-0,002	0,751
	θ_{T2} - Angle moyen d'ouverture de la cheville durant la mise en charge		-0,144	-0,033	0,021	0,800
PT / DG	θ_{R1} - Angle dans le plan transversal au contact initial		-0,612	-0,344	0,012	-0,293
	θ_{R2} - Angle minimal dans le plan transversal durant la mise en charge		-0,284	-0,301	-0,010	0,742
	$\Delta\theta_{R2}$ - Changement angulaire dans le plan transversal durant la mise en charge		0,446	0,067	-0,029	0,574

Méthode d'extraction : Analyse par composante principale

Méthode de rotation : Oblimin avec normalisation de Kaiser

Abréviations: SG: paramètre du genou en condition statique, DG: paramètres du genou en condition dynamique, DC: paramètres à la cheville en condition dynamique, PS: plan sagittal, PF: plan frontal, PT: plan transversal

VII. DISCUSSION

L'objectif général de cette étude était de définir des paramètres biomécaniques, issus d'une analyse en 3D de la cinématique angulaire autour de la cheville à la marche chez des patients souffrant ou non d'arthrose du genou; cela en se basant sur les données biomécaniques acquises dans le cadre des travaux de recherche de Turcot (2008) et Boivin (2010).

Les objectifs spécifiques sont de deux ordres. Le premier objectif spécifique était de faire une analyse 3D de paramètres biomécaniques de nature cinématique afin de cibler ceux étant discriminants entre des personnes asymptomatiques (AS) et un groupe de patients gonarthrosiques (OA), permettant de déterminer les paramètres ayant le potentiel de nous informer sur l'état clinique du patient arthrosique ou ayant le potentiel d'être utilisé à titre d'indicateur pour le diagnostic différentiel. Comme objectif sous-jacent, nous avons aussi étudié la capacité évolutive de chacun des paramètres depuis un état asymptomatique jusqu'à un stade radiologique sévère d'arthrose en incluant aussi l'étude de la capacité évolutive des mêmes paramètres entre les différents niveaux de sévérité radiologique seulement, chez les personnes gonarthrosiques exclusivement. Ceci suit une visée de faire ressortir les paramètres sensibles à l'évolution de la détérioration radiologique de l'état du genou au niveau du compartiment fémorotibial interne. De plus, toujours dans une optique de mieux percevoir la capacité évolutive des

paramètres, outre les paramètres biomécaniques, nous avons étudié la sensibilité de chaque section du questionnaire WOMAC entre les patients arthrosiques ayant divers niveaux de sévérité radiologique afin de mieux percevoir si sur notre cohorte de patients il existe ou non une certaine concordance entre l'évaluation radiologique de la pathologie et la détérioration des fonctions motrices ou physiques, telle que rapportée de façon auto-déterminée par les patients via le questionnaire WOMAC. Toujours à titre de sous-objectifs, selon une optique de rééducation, en considérant les limitations physiques rapportées par les patients ayant de l'arthrose du genou, nous avons mis en relation chaque section du questionnaire WOMAC entre eux ainsi qu'en relation avec les paramètres biomécaniques retenus comme étant pertinents à la suite des premières analyses portant sur la capacité discriminante ou celles portant sur la sensibilité en fonction de l'évolution de la sévérité radiologique. Ce type d'analyse nous renseigne à savoir ou à mieux cibler quelles sont les facettes des changements sur la fonction physique qui sont reflétés par les variations observées sur les mesures biomécaniques.

Toujours dans un souci de rééducation, l'objectif secondaire de cette étude était d'effectuer une analyse inter-segmentaire mettant en relation les paramètres biomécaniques issus d'une analyse en 3D de la cinématique angulaire autour de la cheville à la marche avec les biomarqueurs d'intérêts au genou retrouvés dans le projet antérieur de Boivin (2010). Ce type de démarche permet de parfaire la validité conceptuelle des biomarqueurs au niveau du genou en apportant de l'information sur leur interrelation avec le comportement dynamique du pied. Information pertinente pour les approches thérapeutiques visant une rééducation interarticulaire.

Dans les sous-sections qui suivent, les résultats pertinents obtenus pour chacun des patrons de mouvement étudié au niveau du complexe cheville / pied ainsi que les résultats sur l'interrelation entre les paramètres de l'articulation du genou et du complexe cheville / pied seront discutés et mis en relation avec les données de la littérature.

Liens entre les hypothèses de recherche et les résultats

Selon les hypothèses élaborées dans le cadre de ce projet concernant la cinématique 3D autour de la cheville, voici ce qui en ressort en lien avec nos deux objectifs de recherche. Nous abordons d'abord l'interprétation des résultats en termes de comparaison des groupes et ensuite, en termes de relation interarticulaire.

Comparaison des groupes

Premièrement, en ce qui concerne la capacité discriminante, les résultats issus des analyses du plan sagittal, frontal et de l'angle d'ouverture du devant du pied dans le plan transversal à la marche aucun paramètre n'est ressorti comme étant significativement discriminant entre le groupe AS et OA. Par contre, nous pouvons observer sur le patron de mouvement du plan frontal à la cheville, une légère tendance chez le groupe OA à effectuer un plus grand changement angulaire en éversion durant la mise en charge à la marche, un effet atteignant presque le seuil de significativité.

Deuxièmement, en ce qui concerne la sensibilité des paramètres de mouvement au niveau du complexe cheville / pied à l'évolution de l'atteinte radiologique arthrosique au niveau du genou, nous avons observé que la mécanique altérée à la marche au niveau

de la cheville des patients gonarthrosiques se retrouve dans le plan frontal, soit au niveau de l'évolution des mouvements d'inversion et d'éversion du pied. Il y a lieu de rappeler aux lecteurs, toutefois, que dans le cadre de ce projet nous n'avons pas exploré les mouvements d'adduction / abduction à la cheville car ce plan de mouvement ne semblait pas affecté par la pathologie selon les résultats antérieurs de Billard (2012).

Ainsi, à titre de changements en liens avec la sévérité radiologique, nous avons observé que les deux changements angulaires ainsi que le changement angulaire entre les deux minimaux d'éversion augmentent à mesure que l'état arthrosique se détériore et ce, en partant d'un état asymptomatique. À cet effet, on a noté pour les deux paramètres de changements angulaires en éversion, que la plus grande différence de mesure avec le groupe AS se retrouve chez le sous-groupe OA_{KL1} tandis que les autres sous-groupes (OA_{KL1}, OA_{KL2} et OA_{KL3}) augmentent ou diminuent légèrement selon un certain plateau. Le paramètre du changement angulaire entre les deux minimaux en éversion quant à lui augmente graduellement à mesure que la sévérité arthrosique augmente ce qui signifie que l'effet de la gonarthrose résiderait dans l'incapacité de stabiliser la cheville lors de la mise en charge et lors de l'appui unilatéral. Ainsi, nos résultats dénotent donc qu'avec une arthrose au genou évolutive, il est plausible d'observer en concomitance un changement en éversion à la marche qui se fait plus progressivement, avec une amplitude croissante et une stabilisation articulaire tardive.

En lien avec ce qui a été mentionné plus haut dans la section des résultats, il y a la présence d'une tendance, n'ayant pas d'effet significatif sur le changement angulaire

en flexion plantaire, étant plus prononcé durant la phase de chargement chez les OA comparativement au groupe de AS. Pour une étude portant sur la cinématique de la hanche, du genou et de la cheville chez des personnes souffrant de gonarthrose, il est rapporté à la cheville des résultats allant dans le même sens que les nôtres, mais étant significativement différents entre les groupes (Ko et al., 2011). Ces auteurs observent une augmentation de l'amplitude de mouvement autour de la cheville, dans le plan sagittal, chez un groupe OA symptomatique lorsqu'il est comparé à un groupe OA asymptomatique et à un groupe sans gonarthrose. Ils mentionnent que l'augmentation du mouvement de la cheville pourrait être un effort compensatoire à celui produit au niveau du genou pour augmenter la propulsion des patients OA. Par contre, d'autres auteurs (Al-Zahrani & Bakheit, 2002) ont observé une différence non significative sur l'angle maximal de flexion plantaire durant la mise en charge, ce qui revient joindre les mêmes résultats observés ici, dans nos travaux. Dans notre cas, il y a lieu de rappeler au lecteur que l'exercice de marche se déroulait sur un tapis roulant: ainsi l'effort de propulsion est moindre puisque le sol est défilant sous les marcheurs.

Selon nos résultats, les effets observés sur les paramètres de changement angulaire en éversion vont dans le sens de nos hypothèses où nous notons que les deux changements angulaires ainsi que le changement angulaire entre les deux minimaux d'éversion augmentent à mesure que l'état arthrosique se détériore et ce, en partant d'un état asymptomatique. Selon Levinger et al. (2012), le groupe OA est, tout au long du cycle de marche plus en éversion que le groupe AS (Levinger et al., 2012). Selon nos observations, lorsque le groupe OA est sous-divisé selon les divers stades radiologiques,

l'allure générale de nos courbes permet d'observer que les sous-groupes de OA sévères (OA_{KL3} et OA_{KL4}) sont plus en éversion que le groupe AS tandis que les sous-groupes OA_{KL1} et OA_{KL2} démontrent un patron moyen moins en éversion. Ce type de nuance inter sous-groupes chez les personnes arthrosiques dénotent l'importance d'étudier ce type de population de façon stratifiée, à cause de son hétérogénéité. Faire ressortir ces variétés de comportement est une richesse de ce travail de recherche. Levinger et al. (2012) ont aussi observé que le groupe OA exhibe un contact initial plus en éversion que le groupe AS (Levinger et al., 2012); or, un effet qui n'a pas été observé ici. Nous n'avons pas obtenu de différence significative entre les groupes étudiés dans ce travail. Une hypothèse explicative des nuances entre nos résultats et ceux obtenus dans d'autres travaux provient du fait que nous ne connaissons pas le type de morphologie des pieds des participants inclus dans la base de données source. À cet effet, il a été démontré dans la littérature que selon le type de morphologies du pied, des différences significatives peuvent être trouvées dans sa fonction biomécanique (Song, Hillstrom, Secord, & Levitt, 1996).

La littérature est riche sur les effets de la gonarthrose sur l'angle d'ouverture de l'avant-pied dans le plan transversal à la marche (Chang et al., 2007; Jenkyn et al., 2008; McWilliams et al., 2010). La plupart des études observent l'impact de la variation de l'ouverture de cet angle sur le moment adducteur au genou (Guo et al., 2007; Jenkyn et al., 2008; Rutherford, Hubley-Kozey, Deluzio, Stanish, & Dunbar, 2008). À cet effet, il est connu que ce mécanisme minimise les contraintes au niveau du compartiment médial du genou et permet de les redistribuer de façon plus symétrique entre chacun des trois

compartiments articulaires. Ce mécanisme permet aussi de convertir une portion de cette contrainte causée par le moment adducteur en moment de flexion-extension; utile pour l'absorption des impacts. Dans le cadre du présent projet de recherche, le but d'étudier ce paramètre était de vérifier sa capacité discriminante, de vérifier son évolution avec l'augmentation de la sévérité radiologique et aussi d'étudier sa relation avec les paramètres d'intérêts au niveau du genou, soit les biomarqueurs issus de l'analyse du plan frontal, comme le fléchissement en varus (Boivin, 2010) ou le *Varus Thrust* (Chang et al., 2004; Hunt, Schache, Hinman, & Crossley, 2011). L'absence d'effet significatif sur l'angle d'ouverture du devant du pied et la présence ou non de la pathologie ou de son évolution ne semble pas, à première vue, aller dans le même sens de ce que nous retrouvons dans la littérature (Chang et al., 2007). Certains auteurs observent une diminution de cet angle d'ouverture du devant du pied avec une progression de l'atteinte arthrosique lors d'une marche au sol (Chang et al., 2007) ainsi qu'un angle plus faible lors d'une marche sur tapis roulant chez les OA comparé au AS (Bechard et al., 2012). Il a même été observé qu'une augmentation de cet angle est possible suite à une arthroplastie, permettant de restaurer un alignement normal du genou (Tazawa, Sohmiya, Wada, Defi, & Shirakura, 2014). Dans le cas de nos résultats, il n'y a aucune différence significative entre le groupe AS et OA ainsi que dans l'évolution de la pathologie. Cette absence de différence serait causée, selon nous par trois éléments; (1) l'importance de l'alignement du membre inférieur dans l'augmentation des charges et de la progression de la pathologie, (2) du type morphologique du pied et (3) l'absence d'effet sur les rotations tibiales interne/externe sur la même cohorte, tel que mentionné

précédemment. Il a été observé qu'une arthroplastie tentant de rétablir l'alignement du genou permettait d'augmenter l'angle du *toe-out* (Tazawa et al., 2014). Dans le cas de nos données, il y a une augmentation du degré d'alignement en varus à mesure que l'état arthrosique du genou augmente, ceci pourrait venir limiter les effets significatifs de nos données d'ouverture d'angle du pied. Sachant que différents types morphologiques du pied peuvent modifier l'alignement de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied (Song et al., 1996), il serait pertinent de noter que cette composante peut aussi influencer la discordance entre nos résultats eux ceux provenant de la littérature. Enfin, à titre de concordance interne, tel que dit antérieurement, l'association entre les rotations tibiales interne/externe et les mesures d'angle d'ouverture du devant du pied (le 4^{ème} facteur de l'analyse par composante principale), et l'absence dans les deux cas d'effet de la pathologie sur nos données soulève le point qu'il doit résider une particularité sur notre cohorte ou notre méthode d'évaluation, expliquant en partie les nuances entre nous et les autres auteurs.

Dans le cadre d'un suivi clinique, l'évaluation de la marche sur tapis roulant comporte certains avantages. À cet effet, l'utilisation d'un tapis roulant fournit aux chercheurs un moyen de concevoir des protocoles de marche standardisés pour contrôler l'adaptation des participants à des changements de vitesse (Dingwell, Cusumano, Cavanagh, & Sternad, 2001). Le fait que la vitesse de marche soit contrôlée et conservée stable à l'intérieur d'une session d'évaluation ou entre plusieurs sessions a pour effet de diminuer la variabilité inter cycles (ou intra sujet) sur les patrons de cinématique angulaire. Cela permet aussi de recueillir plusieurs cycles de marche dans une courte

période d'évaluation et peut certainement favoriser la fidélité test-retest des données (Dingwell et al., 2001). Par contre, il existe beaucoup de controverse quant à la possibilité de comparer les résultats découlant d'une analyse de la marche sur tapis roulant à un contexte de marche au sol (Matsas, Taylor, & McBurney, 2000; Riley, Paolini, Della Croce, Paylo, & Kerrigan, 2007). Au niveau des analyses de cinématique angulaire autour de la cheville, en la considérant comme un segment rigide, Murray et al. (1985) ont rapporté une augmentation significative de la flexion dorsale lors de la marche au sol à vitesse confortable ou lente, bien que ces différences soient estimées à seulement 3° (Murray, Spurr, Sepic, Gardner, & Mollinger, 1985). Cependant d'autres études n'ont rapportée aucune différence significative dans les maximums/minimums de flexion plantaire et dorsale entre une condition de marche sur tapis roulant et une marche au sol (Alton, Baldey, Caplan, & Morrissey, 1998; Riley et al., 2007). Une étude, évaluant la cheville sous trois segments, a recensé la présence de différences significatives de moins de 1.5° sur les maximums/minimums de flexion plantaire de la cheville et de l'arrière-pied, mais les auteurs notent que ces différences sont moins importantes que la répétabilité du modèle inter session, et ne peut donc pas être considérées comme une variation cliniquement significative de la mécanique du pied (Tulchin, Orendurff, & Karol, 2010). De plus, ces derniers n'ont observé aucune différence significative pour les angles d'éversion / inversion ainsi que de rotations interne / externe du pied entre les deux conditions de marche (Tulchin et al., 2010). En somme, les travaux de recherche antérieurs suggèrent qu'il existe très peu de différence

entre la marche sur tapis roulant et celle au sol sur des données de cinématique angulaire autour de la cheville.

De façon globale, nos résultats suggèrent que le plan frontal de la cheville est important à observer lors du suivi clinique des personnes souffrant d'arthrose du genou. Les changements angulaires en éversion ($\Delta\theta_{E3}$ et $\Delta\theta_{E5}$) sont des mesures biomécaniques intéressantes à considérer lors de l'évaluation du patient arthrosique. Cela en considérant que plusieurs études portant sur les orthèses plantaires ont observé que la modification du degré d'éversion maximal avait une grande influence sur la modulation du moment adducteur au genou (Kerrigan et al., 2002; Kuroyanagi et al., 2007; Nakajima et al., 2009).

Pour finir, au niveau des comparaisons de groupes, aucun score ou sous-score WOMAC est ressorti comme étant discriminant entre les sous-groupes de patients ou, donc, sensible à l'évolution de la pathologie. Nous avons même observé les résultats les plus élevés dans trois des quatre catégories du WOMAC pour le groupe OAKL2. Ce résultat fait aussi état de ce qui est largement connu dans la littérature, en mettant de l'avant la discordance existante entre la fonction physique et la sévérité radiologique des patients (Bruyere et al., 2002). Par contre, il a été possible d'observer des relations significatives très intéressantes entre le sous-score douleur et les deux paramètres de changements angulaires en éversion. En plus d'être évolutif au point de vue radiologique, ces deux paramètres augmentent aussi en fonction de l'augmentation de la douleur, donc plus un patient obtient un score de douleur élevé, plus son changement

angulaire en éversion augmente. Ce changement en éversion pourrait donc être un mécanisme de protection du genou, en favorisant une absorption au niveau du pied lors de la mise en charge à la marche.

Relation interarticulaire

Comme second objectif, tel que mentionné précédemment, nous avons étudié de façon exploratoire l'interrelation entre le comportement 3D du genou et celui du complexe cheville/pied: où nos résultats révèlent la présence de relations significatives très intéressantes entre ces divers niveaux articulaires. Pour faire cette étude, nous avons exploré deux types d'analyse soit sur l'ensemble de la cohorte (participants AO et AS) et aussi sur la cohorte de patients uniquement (OA). Les résultats présentés sont ceux obtenus sur l'ensemble des participants, ayant observé aucune différence notable entre les deux portraits de résultats en découlant (cohorte OA seulement vs OA et AS) et nous permettant ainsi de bénéficier le plus possible de la taille de l'échantillon étudié. Ainsi, il y lieu de faire mention que les diverses observations sur les relations interarticulaires se rapportent à des personnes âgées de plus de 50 ans, hommes et femmes, ayant de l'arthrose du genou ou pas.

Premièrement, pour mettre en relation les paramètres au genou et au niveau du complexe cheville / pied, nous avons dû faire un choix de paramètres. Nous avons basé nos choix à partir des résultats antérieurs obtenus sur la même cohorte de participants (Boivin 2010; Billard 2012), sur les données récentes de la littérature portant sur l'étude de la cinématique 3D du genou chez les arthrosiques ainsi que sur l'identification de

biomarqueurs (Bechard et al., 2012; Buldt et al., 2013; Levinger et al., 2012; Nester, van der Linden, & Bowker, 2003) et enfin, sur la nécessité de mettre en liens des paramètres couvrant les trois plans de mouvement entre le genou et le pied.

Parmi les paramètres de cinématique issus du patron de flexion/extension ressortis par Boivin (2010), nous avons choisi de prendre deux changements angulaires ressortant significatifs des analyses du \bar{E}^2 qui ont permis de cibler des effets de sévérité ainsi que deux positions angulaires permettant d'expliquer ceux significatifs du \bar{E}^2 . Premièrement, les résultats de Boivin (2010) montrent une diminution du changement angulaire en flexion et en extension, au genou, sur les paramètres $\Delta\theta_{F5}$ et $\Delta\theta_{F6}$ (voir en annexe). Ces résultats ont aussi été observés dans une autre étude où une diminution du changement angulaire en flexion lors de la mise en charge a été notée (Manetta, Franz, Moon, Perell, & Fang, 2002). Pour pouvoir expliquer les effets significatifs des changements angulaires ($\Delta\theta_{F5}$ et $\Delta\theta_{F6}$), nous devons discuter des tendances observées sur certains paramètres de position angulaire au genou (θ_{F1} et θ_{F2}). Le Tableau complémentaire A dans la section annexe permet d'observer, que la majorité des sous-groupes semblaient restreindre le degré de flexion maximale lors de la mise en charge (θ_{F2}), selon la détérioration articulaire observée entre les sous-groupes de patients OA_{KL1}, OA_{KL2} et OA_{KL4} uniquement. Cet effet semble effectivement s'accroître avec l'augmentation de la sévérité de la pathologie lorsqu'on ignore le sous-groupe de patients OA_{KL3} et va dans le même sens que les résultats récents obtenus par Astephen et al. (2008) (Astephen et al., 2008). En dernier, Al-Zahrani et al. (2002) et Boivin (2010) ont observé une stratégie appelée « genou fléchi », qui se caractérise par un contact

initial avec un angle de flexion au genou plus prononcé, soit la présence d'un flexum (Al-Zahrani & Bakheit, 2002; Boivin, 2010).

Dans le plan frontal au genou, nous avons choisi cinq paramètres qui se sont avérés significativement discriminants entre les deux groupes et sensibles à l'évolution de la pathologie. Les ANOVA ressortis par Boivin (2010) ont permis d'observer que le changement angulaire dans le plan frontal lors de la mise en charge ($\Delta\theta_{A4}$) était un paramètre de variation angulaire discriminant entre des personnes gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques et sensible à l'évolution de la pathologie. Ce paramètre, nommé fléchissement en varus, s'apparente au *Varus Thrust* défini par Chang et al. (2004). Même si ce concept de Chang et al. (2004) ressemble plus à la présence d'un angle en adduction prononcé lors de la phase unilatérale, défini par le paramètre (θ_{A3}) dans cette thèse, ils ont observé qu'il était significativement associé à la progression radiologique de la gonarthrose fémorotibiale interne (Chang et al., 2004). L'angle maximal/minimal dans le plan frontal durant la phase de chargement (θ_{A10}) est quant à lui ressorti comme étant sensible à l'évolution de la pathologie. Pour finir, l'angle dans le plan frontal au contact initial (θ_{A1}), est possiblement grandement lié à l'axe mécanique du membre inférieur. Dans les travaux de Boivin (2010), la relation entre ces paramètres (θ_{A1} , θ_{A3} et $\Delta\theta_{A4}$) et l'axe mécanique ou le désalignement en varus/valgus autour du genou obtenant ainsi des relations significatives avec l'angle dans le plan frontal au contact initial (θ_{A1}) ($r = 0,85$), la position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral (θ_{A3}) ($r = 0,93$) et le changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge ($\Delta\theta_{A4}$) ($r = 0,34$) ont été évaluées. Il appert donc pertinent

de rechercher l'existence de relations significatives entre ces paramètres et ceux provenant du complexe cheville / pied.

Dans le plan transversal du genou, nous avons choisi quatre paramètres qui ne se sont pas avérés significativement discriminants entre les deux groupes ni sensibles à l'évolution de la pathologie. Par contre, des paramètres de rotations tibiales seront ajoutés dans cette étude pour mieux faire les liens entre les mouvements dans le plan sagittal du genou et de la cheville avec les mouvements dans le plan transversal autour du genou. De plus, il a déjà été observé dans les travaux de Boivin (2010) que lors de la seconde moitié de la phase de poussée, un mouvement de rotation tibiale externe est effectué chez le groupe de personnes AS ainsi que les sous-groupes OA_{KLI} et OA_{KL2}. Le déplacement dans une position angulaire en rotation externe chez le sous-groupe OA_{KLI} et OA_{KL2} est atteinte à la fin de la poussée chez ces derniers (Boivin, 2010). De cette observation, il était possible de croire que ces patients effectueraient la poussée à la marche en accentuant l'ouverture des pieds vers l'extérieur, un effet qui a déjà été caractérisé comme étant un mécanisme compensatoire chez les personnes gonarthrosiques afin de réduire les contraintes articulaires au niveau du compartiment fémorotibial interne (Chang et al., 2007; Rutherford et al., 2008).

Le choix des paramètres à la cheville a été fait à partir de ceux qui se sont avérés significatifs ici lors des analyses intergroupes ainsi que ceux ressortant de la littérature comme pouvant être modulés avec la présence ou l'évolution de la gonarthrose (Levinger et al., 2012; McWilliams et al., 2010).

Premièrement, il y a comme observations intéressantes, les paramètres issus du plan sagittal du genou qui sont reliés à la majorité des paramètres de la cheville et ce, dans les deux plans, puis aussi aux angles d'ouverture du devant du pied. Il est intéressant d'observer que les mesures de changements angulaires en sagittal au genou sont le plus fortement reliées avec les positions angulaires en éversion et que l'angle maximal dans le plan sagittal au genou est relié avec les deux changements angulaires en éversion à la cheville. L'angle maximal dans le plan sagittal au genou est aussi relié aux positions d'angles d'ouvertures du devant du pied dans le plan transversal à la marche et pour finir, il n'y a uniquement l'angle du genou au contact initial qui est relié avec le positionnement et le changement angulaire dans le plan sagittal de la cheville. Il est important d'observer que les paramètres issus du plan frontal du genou sont, majoritairement reliés entre eux et complètement indépendants des paramètres issus de la cheville. D'un autre côté, ils sont que faiblement associés au changement angulaire dans le plan sagittal du genou ou à une position angulaire reliée au mouvement dans le plan transversal du genou, soit de rotations tibiales interne / externe. Les positions angulaires de rotations interne / externe au genou sont quant à eux principalement reliés avec les mesures d'angles d'ouverture du devant du pied dans le plan transversal et du 1^{er} changement angulaire en éversion. Pour finir, il faut noter qu'il n'y a aucun paramètre relié avec le changement angulaire de rotations interne / externe au genou.

D'autre part, l'analyse par composante principale a fait ressortir une structure semblable à ce qui s'est révélé significatif du modèle de corrélations. Le premier facteur permet d'associer ensemble les positions angulaires de flexion et de rotations interne /

externe au genou avec les deux changements angulaires en éversion ainsi qu'une position et un changement angulaire en flexion à la cheville. En somme, le point majeur de ce facteur s'interpréterait ainsi : le comportement du genou dans le plan sagittal au contact initial (pouvant faire état de la présence d'un flexum) et la flexion maximale au genou lors de la mise en charge, connue comme étant une mesure associée au moment extenseur (Al-Zahrani & Bakheit, 2002) ou à la capacité d'absorption au genou grâce à l'activité musculaire du quadriceps dans cette phase de la marche sont fortement reliés au comportement de changement angulaire dans le plan frontal de la cheville, soit à l'ampleur du mouvement en éversion. Le deuxième facteur met en évidence encore une fois l'association indépendante de la totalité des paramètres du plan frontal au genou ainsi qu'un changement angulaire en flexion au genou. Cela signifierait alors que le contrôle du plan frontal du genou serait indépendant du comportement en sagittal et en frontal de la cheville. Une information utile pour les programmes de rééducation du genou à la marche. Il est plausible que la relation entre le comportement en adduction/abduction du genou soit davantage en interrelation avec les mouvements en 3D à la hanche, tel que le suggèrent d'autres auteurs (Ko et al., 2011). Le troisième facteur met de l'avant l'importance de l'indépendance aussi des positions angulaires en éversion en dynamique, étant donné qu'elles sont reliées de façon exclusive entre elles. Ces positions angulaires observées ici en dynamique pourraient davantage être associées avec des mesures de l'angulation dans le plan frontal de l'arrière pied, en condition statique. Cela soulève l'importance de mieux tracer le pont entre les aspects morphologiques du pied, évalués en condition statique, et son comportement ou le suivi

de son alignement avec ces variations en dynamique. Pour finir, le quatrième facteur nous indique les mêmes associations que la matrice de corrélations, mais cette fois-ci il y a l'ajout du changement angulaire de rotations interne / externe au genou qui est relié avec les positions angulaires de ces rotations au genou ainsi que l'angle d'ouvertures du devant du pied dans le plan transversal à la marche. Ce dernier facteur met en lumière, le fait que les changements en rotations tibiales interne / externe au genou seraient reliées, dans une certaine mesure, avec l'ouverture du devant du pied dans la plan transversal à la marche. Il y aurait donc une relation inter niveaux articulaires entre ces deux facettes du mouvement du membre inférieur, se déroulant dans le plan transversal. Ce résultat est concordant, si nous considérons, le fait que dans les travaux de Boivin (2010) une absence d'effet de la pathologie avait été observée sur cette même cohorte sur les paramètres de rotations tibiales; et ici, en accord avec cela, nous n'avons aussi obtenu aucune différence en lien avec l'arthrose sur les paramètres mesurant l'angle d'ouverture du devant du pied à la marche.

Selon nos recherches faites dans la littérature, il existe très peu de travaux portant sur l'interrelation du genou avec la cheville chez des personnes saines et des patients gonarthrosiques (Norton et al., 2015) et les analyses portaient uniquement sur l'évaluation de l'axe mécanique du membre inférieur. Des auteurs tentant de mettre en relation l'axe mécanique du genou pris à partir d'une radiographie du membre inférieur en mise en charge et l'alignement de l'arrière-pied chez une population ayant une atteinte gonarthrosique sévère ont rapporté avoir une relation de force moyenne entre l'axe mécanique du genou (en varus/valgus) et un décalage de l'arrière-pied

(varus/valgus) (Norton et al., 2015). Dans notre cas, la mesure de varus/valgus évaluée en condition statique n'a pas été calculée à partir d'une radiographie prise en condition de mise en charge, mais à partir d'une approche fonctionnelle, mesurant l'alignement en frontal lorsque le fémur et le tibia sont alignés à la verticale par rapport au sol lors d'une tâche de posture au mur, qui est standardisée (Hagemeister et al., 2005). De plus, nous n'avons pas de mesure en statique de l'arrière pied. Nous n'avons pas obtenu de relation significative entre la mesure d'alignement fonctionnel en varus/valgus au genou et les paramètres du plan frontal de la cheville, reflétant un alignement ou un changement angulaire en contexte dynamique.

Il y a des liens intéressants à tisser, entre les paramètres issus du plan sagittal du genou et le comportement de la cheville à la marche, cela en regard avec l'influence induite par la condition arthrosique. À cet effet, nous pouvons observer ici une certaine relation entre le paramètre du genou en sagittal qui caractérise la stratégie genou fléchi, soit l'angle du genou au contact initial (θ_{I1}), selon les travaux de Boivin (2010) et le comportement en flexion plantaire à la cheville où il semble que plus le degré de flexum serait important au contact initial, moins grand sera la position et le changement angulaire en flexion plantaire. Aussi, la stratégie du verrouillage mécanique en flexion/extension, observé dans les travaux de Boivin (2010) et expliqué par la diminution du changement angulaire en flexion autour du genou durant la mise en charge ($\Delta\theta_{F5}$) serait associée à deux positions angulaires et un changement angulaire en éversion, à la cheville. À cet effet, nos résultats nous permettent d'observer que lorsqu'il y aurait une diminution de l'amplitude de mouvement en flexion au genou lors de la

mise en charge chez les groupes arthrosiques, les positions angulaires et l'amplitude en éversion quant à eux tendraient à augmenter. Enfin, lorsque nous observons l'indépendance des paramètres en frontal du genou, évalués en dynamique, par rapport à ceux de la cheville, cela met en lumière le fait que d'autres études de validité conceptuelle sont à effectuer où notamment, les relations 3D entre le bassin, la hanche et le genou sont certainement à explorer en profondeur. Nous avons observé une relation très forte entre le *Varus Thrust* ($\Delta\theta_{AT}$) et l'alignement fonctionnel en frontal au genou, évalué en condition statique, dont plusieurs articles avaient déjà observés cette relation, mais avec une force moindre que la nôtre (Chang et al., 2010; Lo, Harvey, & McAlindon, 2012) cela possiblement car les deux mesures comparées dans notre contexte sont sur la base d'une évaluation fonctionnelle alors que dans les autres travaux cela implique la mise en relation d'une mesure radiographique avec une mesure fonctionnelle à la marche. Il demeure, qu'il y a lieu de faire mention que, contrairement, à l'alignement, la façon dont le *Thrust* est évalué ici à la marche, il n'y pas un reflet d'un alignement dynamique mais plutôt l'évaluation d'un potentiel de changement angulaire en dynamique qui vient contraindre un des deux compartiments fémorotibiaux (celui en interne dans le cas échéant).

Limites de l'étude

Cette étude comprend quelques limites. Avec l'étude de la cinématique des articulations de la cheville en relation avec celle du genou arthrosique, quelques difficultés apparaissent; soit de ne pas savoir clairement quels sont les mécanismes de causes à

effets entre les résultats obtenus ici. On ne peut pas affirmer clairement quels phénomènes apparaissent en premier, est-ce les modifications de l'état de mouvement du genou qui se répercute sur l'état de mouvement de la cheville ou l'inverse ? Nous ne savons pas, en d'autres mots si les différences dans les stratégies de mouvement adoptées chez les personnes gonarthrosiques sont conséquences ou en partie des causes. De plus, les ANCOVAS ont résulté en une perte de significativité chez la plupart des paramètres ressortant comme étant significatifs à la suite des ANOVAS. Puisque les patients de la cohorte étaient à la fois gonarthrosiques et, dans l'ensemble, significativement plus pesant que le groupe de personnes asymptomatiques, il est alors impossible, pour le moment, de dissocier clairement les effets de la gonarthrose à ceux de la masse corporelle sur les mesures étudiées ici, reflétant la mécanique de la marche au niveau du membre inférieur. De façon plus générale, cette coexistence de la concomitance entre cette pathologie arthrosique et la présence d'une masse corporelle élevée est chose courante puisque l'obésité est reconnue comme étant un des facteurs de risque et de progression de la pathologie des plus importants (Yusuf et al., 2011). Il y a donc lieu d'étudier les effets de la masse corporelle sur les mesures 3D des mouvements du genou et du complexe cheville/pied, chez une population asymptomatique, tel qu'il est commencé dans un autre projet en cours de réalisation (Bourque et al., 2013).

Une autre limite de cette étude est que le modèle de cinématique utilisé au niveau du complexe cheville / pied considère le pied comme étant un segment rigide et la cheville comme étant une articulation simple, en supposant que les mouvements de l'articulation talo-crurale ainsi que de l'articulation subtalaire se produisent à un seul

niveau articulaire, sans distinction entre les deux. Sans distinction segmentaire du pied, il pourrait y avoir de l'information manquée ou erronée au niveau des mouvements se produisant à la cheville par rapport à ceux aux niveaux des orteils. Il serait alors pertinent d'utiliser un modèle de cinématique sous-divisant le médio-pied et l'avant-pied afin d'obtenir de l'information sur les conséquences de l'arthrose au niveau des sous-segments du pied. C'est pour pallier à cette limite que nous avons travaillé sur le protocole présenté dans la prochaine section. De plus, à titre de limite aux résultats présentés ici, aucune information de nature podiatrique informant sur la morphologie du pied des participants n'a été documentée lors des évaluations cliniques. Les participants pouvaient prendre part au projet si l'évaluation du clinicien en physiothérapie ne détectait pas de déformation majeure ou considérée cliniquement « anormale » chez cette tranche d'âge de la population. Or, il existe une certaine relation entre la fonction du pied et sa morphologie. Par exemple, dans des études antérieures, des variations dans la cinématique de la cheville ont pu être observées entre différentes conditions de posture du pied (soient arche basse ou arche creuse) (Levinger, Murley, et al., 2010). Connaître la morphologie du pied des participants est une donnée pertinente pour une interprétation plus personnalisée des patrons de cinématique, une approche intéressante dans un cadre de développement de mesures cliniques, de mesures de suivi de population pathologique.

On pourrait alors envisager un nouveau projet autour de la même problématique, avec un nombre de participants augmenté et un groupe de patients gonarthrosiques, ayant des sévérités radiologiques croissantes. De plus, il serait pertinent d'obtenir des

informations sur la morphologie du pied et aussi d'être en mesure d'étudier les mouvements plus fins à la marche entre les divers segments du pied. Ainsi, nous serions davantage outiller pour faire des études comparant des profils de patients différents afin de mieux personnaliser les interventions.

VIII. PERSPECTIVE : PROPOSITION D'UN PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

Les résultats et les limites de la première étude présentée dans ce mémoire montrent la pertinence de l'évaluation du pied en concomitance avec celle du genou, dans le cadre d'un suivi clinique de patients gonarthrosiques ainsi que d'un besoin de développer de la mesure permettant d'orienter les interventions cliniques de façon de plus en plus personnalisée. Étant donné que la réalisation de la première étude portait sur une base de données déjà existante, le travail de maîtrise présenté ici impliquait aussi la conception d'un protocole de recherche. Ce dernier servira à l'analyse du pied selon divers sous-segments biomécaniques dans le cadre de projets de recherche connexes à celui-ci. Le protocole permettra la segmentation du complexe cheville/pied (paramètres quantitatifs distincts d'un segment à l'autre) entre différents types morphologiques du pied, et ce, lors d'une évaluation incluant trois tâches motrices. Les conditions étudiées sont 1) une tâche debout au repos 2) une tâche en appui unipodal et 3) l'exécution d'un pas. Le protocole détaillé sera présenté en annexe 4.

La somme des paramètres quantitatifs recherchés dans ce nouveau protocole expérimental permettra en premier lieu, d'extraire des paramètres issus d'un modèle de cinématique du complexe cheville/pied en 3D, qui seraient sensibles aux différentes morphologies du pied et qui prendra en considération les divers sous-segments du pied. Cela dans le but de cibler des paramètres quantitatifs et objectifs en condition statique

ainsi qu'en condition dynamique. Notre but ici est de pallier aux limites actuelles dans la littérature quant aux méthodes existantes pour l'évaluation de la morphologie du pied et de mieux faire le pont entre le contexte de mesure en condition statique par rapport au comportement du pied en dynamique. Il s'agit donc de proposer des mesures objectives qui seraient sensibles à la morphologie du pied déterminée, en condition statique et reflétant son comportement en dynamique.

Pour ce faire, un protocole a été développé et en voici les grandes lignes :

Premièrement, l'utilisation du modèle cinématique développé par Leardini et al. (2006) a été utilisé afin d'analyser les patrons de mouvements en 3D entre 5 segments rigides (jambe, pied et décomposition du pied : (1) arrière-pied, (2) médio-pied et (3) avant-pied) (Leardini et al., 2007). Ce modèle a été choisi en considérant sa possibilité de segmenter le pied, mais aussi par l'information présente sur sa reproductibilité et sa grande répétabilité entre plusieurs sujets (Deschamps et al., 2011). L'évaluation en condition statique sera faite à partir d'une batterie de tests cliniques de nature podiatrique et servira à la mise sur pied d'une base de données sur la morphologie du pied reposant sur des informations qualitatives et quantitatives, utiles éventuellement pour le suivi clinique. Dans l'optique de faire un parallèle entre l'évaluation statique à dynamique, nous évaluons premièrement une tâche de transfert de poids (appui unipodal) pour ensuite passer à la l'évaluation dynamique (tâche de locomotion). Ces deux tâches permettront de cibler des paramètres biomécaniques étant discriminants entre les types de morphologie du pied et sensibles au potentiel de déformation du pied avec les effets de mise en charge, d'accélération et de décélération, cela dans le but

déterminer si les deux types de tâches nous renseignent de façon complémentaire sur le comportement du pied afin de juger leur application dans une évaluation clinique.

IX. CONCLUSION

Dans ce projet de recherche, les effets de la présence d'arthrose au genou sur les mouvements angulaires du complexe cheville/pied dans les plans sagittal et frontal, pendant la marche sur tapis roulant à une vitesse confortable auto-déterminée, ont été étudiés. En comparant les patrons de cinématique de patients gonarthrosiques à ceux de personnes asymptomatiques, nous nous sommes demandés (1) quels aspects du mouvement de rotation articulaire à la cheville durant la phase d'appui pourraient être utiles pour caractériser la mécanique du pied, en regard avec la pathologie arthrosique au genou; (2) est-ce qu'il y a des aspects du mouvement à la marche autour de la cheville qui sont sensibles à l'évolution de la détérioration de l'état du genou arthrosique (3) qu'elles sont les relations significatives entre les mouvements présents au genou et ceux à la cheville dans un contexte d'évaluation, en concomitance et (4) de comprendre les principaux facteurs dans la structure de coordination entre le genou et le complexe cheville / pied, via l'étude des relations linéaires entre des paramètres 3D multi niveaux articulaires.

Aucun des paramètres issus des patrons de cinématique 3D du complexe cheville / pied évalué à la marche sur tapis roulant ne ressort comme étant discriminant entre des patients gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques. L'évaluation du mouvement du pied à la marche ne pourrait donc pas s'avérer utile au diagnostic, à la détection de la présence ou non de gonarthrose. Par contre, nous avons pu observer

plusieurs paramètres dans le plan frontal du mouvement de la cheville qui s'avèrent sensibles à la sévérité radiologique au niveau du compartiment fémorotibial interne ou à l'auto-déclaration de la présence de douleur au quotidien (portion douleur du WOMAC). Ce travail de recherche a donc permis de faire ressortir que l'évaluation à la marche sur tapis roulant des deux changements angulaires en éversion ainsi que la différence entre les deux angles minimaux en éversion pourrait s'avérer bénéfique pour minimiser les déficits fonctionnels associés à la progression de la pathologie et donc, de les minimiser.

Un second intérêt de ce travail de recherche est la mise en relation de paramètres multi-articulaires 3D pour mieux comprendre la coordination multi-niveaux entre le genou et le complexe cheville / pied. À cet effet, nous sommes les premiers à faire ressortir clairement : l'existence de relations entre les paramètres du plan sagittal du genou avec ceux issus des trois plans autour de la cheville; une absence de relation entre les paramètres du plan frontal du genou et ceux de la cheville et finalement que les paramètres du plan transversal au genou sont majoritairement reliés avec les angles d'ouverture du devant du pied dans le plan transversal par rapport au plan de progression de la marche. Le fait que nous ayons été en mesure de noter la présence de relations significatives entre les mouvements 3D du genou et du complexe cheville / pied ainsi que de définir des sous-ensembles importants de paramètres expliquant le mieux la variance et la covariance de la totalité de ceux-ci; cela nous aide à parfaire la validité conceptuelle des paramètres évalués et permet aux cliniciens de mieux percevoir dans un but de rééducation de la marche, les composantes du mouvement au niveau du membre inférieur qui sont inter-reliées ou indépendantes.

Comme mentionné dans la section de la recension des écrits, la gonarthrose est une des pathologies les plus incapacitantes, diminuant grandement la qualité de vie des personnes atteintes et constitue un fardeau économique grandissant avec le phénomène démographique de vieillissement de la population dans les pays industrialisés. Malgré toutes les modalités thérapeutiques disponibles permettant de réduire la progression de la pathologie, de diminuer la douleur et d'améliorer la qualité de vie, cette maladie demeure à ce moment incurable. L'utilité clinique de ce projet réside alors dans l'avancée de méthodes d'évaluation multi-articulaire, dès l'apparition radiologique de la pathologie au niveau du compartiment fémorotibial interne, en intégrant conjointement l'étude de la cinématique du complexe cheville / pied à celle du genou, faite antérieurement dans le but de mesurer objectivement l'évolution des patients tout au long du processus de détérioration de l'articulation ou à la suite d'interventions thérapeutiques visant à évaluer l'efficacité du traitement.

X. RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abelson, R. P., & Tukey, J. W. (2013). Efficient utilization of non-numerical information in quantitative analysis general theory and the case of simple order. *Annals of Mathematical Statistics*, 34, 1347-1369.
- Aissaoui, R., Husse, S., Mecheri, H., Parent, G., & de Guise, J. A. (2006, 9-13 July 2006). *Automatic filtering techniques for three-dimensional kinematics data using 3D motion capture system*. Communication présentée Industrial Electronics, 2006 IEEE International Symposium on.
- Al-Zahrani, K. S., & Bakheit, A. M. O. (2002). A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil*, 24(5), 275-280.
- Altman, R. D. (2010). Early Management of Osteoarthritis. *The American Journal of Managed Care*, 16(2), 41-47.
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., & Morrissey, M. C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(6), 434-440.
- Arden, N., & Nevitt, M. C. (2006). Osteoarthritis: epidemiology. *Best practice & research. Clinical rheumatology*, 20(1), 3-25.
- Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., & Dunbar, M. J. (2008). Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *Journal of orthopaedic research*, 26(3), 332-341.
<http://dx.doi.org/10.1002/jor.20496>
- Atamturk, D. (2009). [Relationship of flatfoot and high arch with main anthropometric variables]. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 43(3), 254-259.
<http://dx.doi.org/10.3944/AOTT.2009.254>
- Barrios, J. A., Higginson, J. S., Royer, T. D., & Davis, I. S. (2009). Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(10), 850-854.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.07.016>

- Bechard, D. J., Birmingham, T. B., Zecevic, A. A., Jones, I. C., Giffin, J. R., & Jenkyn, T. R. (2012). Toe-out, lateral trunk lean, and pelvic obliquity during prolonged walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis and healthy controls. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 64(4), 525-532. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.21584>
- Bellamy, N., Buchanan, W. W., Goldsmith, C. H., Campbell, J., & Stitt, L. W. (1988). Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol*, 15(12), 1833-1840.
- Bijlsma, J. W. J., Berenbaum, F., & Lafeber, F. P. J. G. (2011). Osteoarthritis: an update with relevance for clinical practice. *The Lancet*, 377(9783), 2115-2126.
- Billard, D. (2012). *IMPACT DE L'ARTHROSE AU GENOU SUR LES ARTICULATIONS DE LA HANCHE ET DE LA CHEVILLE EN SE BASANT SUR UNE ANALYSE BIOMÉCANIQUE*. (Master). Disponible chez ProQuest Dissertations & Theses Full Text.
- Boivin, K. (2010). *Développement d'une approche d'évaluation clinique de la cinématique tridimensionnelle du genou durant la marche pour des patients gonarthrosiques*. (Philosophiae Doctor). Disponible chez ProQuest Dissertations & Theses Full Text.
- Bombardier, C., Hawker, G., & Mosher, D. (2011). *The Impact of Arthritis in Canada: Today and Over the Next 30 Years*. Ontario.
- Bourque, I., Henchoz, Y., Cantin Warren, A., Lapointe, T., Fauvet, D., Cantin, V., . . . Boivin, K. (2013). *L'indice de masse corporelle et la force des membres inférieurs : des facteurs influents sur la biomécanique au genou à la marche?* Communication présentée Journée scientifique du REPAR, Québec.
- Bruyere, O., Honore, A., Rovati, L. C., Giacobelli, G., Henrotin, Y. E., Seidel, L., & Reginster, J. Y. (2002). Radiologic features poorly predict clinical outcomes in knee osteoarthritis. *Scand J Rheumatol*, 31(1), 13-16.
- Buckland-Wright, C. (2006). Which radiographic techniques should we use for research and clinical practice? *Best practice & research. Clinical rheumatology*, 20(1), 39-55. <http://dx.doi.org/10.1016/j.berh.2005.08.002>

- Buckwalter, J. A., & Martin, J. A. (2006). Osteoarthritis. *Advanced drug delivery reviews*, 58(2), 150-167. <http://dx.doi.org/10.1016/j.addr.2006.01.006>
- Buldt, A. K., Murley, G. S., Butterworth, P., Levinger, P., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2013). The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & posture*, 38(3), 363-372. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.010>
- Butler, R. J., Barrios, J. A., Royer, T., & Davis, I. S. (2009). Effect of laterally wedged foot orthoses on rearfoot and hip mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthetics and orthotics international*, 33(2), 107-116. <http://dx.doi.org/10.1080/030908026132237>
- Butler, R. J., Marchesi, S., Royer, T., & Davis, I. S. (2007). The effect of a subject-specific amount of lateral wedge on knee mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. *Journal of orthopaedic research*, 25(9), 1121-1127. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.20410>
- Bytyqi, D., Shabani, B., Lustig, S., Cheze, L., Karahoda Gjurgjeala, N., & Neyret, P. (2014). Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: three dimensional assessment. *International orthopaedics*, 38(6), 1191-1198. <http://dx.doi.org/10.1007/s00132-014-2511-1>
- Cappozzo, A., Croce, U. D., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 1: theoretical background. *Gait & posture*, 21, 186-196. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.010>
- Chang, A., Hayes, K., Dunlop, D., Hurwitz, D., Song, J., Cahue, S., . . . Sharma, L. (2004). Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis and rheumatism*, 50(12), 3897-3903. <http://dx.doi.org/10.1002/art.20657>
- Chang, A., Hochberg, M., Song, J., Dunlop, D., Chmiel, J. S., Nevitt, M., . . . Sharma, L. (2010). Frequency of varus and valgus thrust and factors associated with thrust presence in persons with or at higher risk of developing knee osteoarthritis. *Arthritis and rheumatism*, 62(5), 1403-1411. <http://dx.doi.org/10.1002/art.27377>
- Chang, A., Hurwitz, D., Dunlop, D., Song, J., Cahue, S., Hayes, K., & Sharma, L. (2007). The relationship between toe-out angle during gait and progression of medial tibiofemoral osteoarthritis. *Annals of the rheumatic diseases*, 66(10), 1271-1275. <http://dx.doi.org/10.1136/ard.2006.062927>

- Chau, T., Young, S., & Redekop, S. (2005). Managing variability in the summary and comparison of gait data. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2, 22-22.
- Chen, Y. C., Lou, S. Z., Huang, C. Y., & Su, F. C. (2010). Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clinical Biomechanics*, 25(3), 265-270.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.11.007>
- Cook, C. (2010). *Orthopedic Manual Therapy: An Evidence-based Approach*: Pearson Education.
- Das, S. K., & Farooqi, A. (2008). Osteoarthritis. *Best practice & research. Clinical rheumatology*, 22(4), 657-675.
- Deschamps, K., Staes, F., Roosen, P., Nobels, F., Desloovere, K., Bruyninckx, H., & Matricali, G. A. (2011). Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. *Gait & posture*, 33(3), 338-349.
- Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Cavanagh, P. R., & Sternad, D. (2001). Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *J Biomech Eng*, 123(1), 27-32.
- Emejuiwe, N., Jones, A. C., Ibrahim, S. A., & Kwok, C. K. (2007). Disparities in joint replacement utilization: a quality of care issue. *Clin Exp Rheumatol*, 25(6 Suppl 47), 44-49.
- Englund, M. (2010). The role of biomechanics in the initiation and progression of OA of the knee. *Best practice & research. Clinical rheumatology*, 24(1), 39-46.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.berh.2009.08.008>
- Fautrel, B., Hilliquin, P., Rozenberg, S., Allaert, F. A., Coste, P., Leclerc, A., & Rossignol, M. (2005). Impact of osteoarthritis: results of a nationwide survey of 10,000 patients consulting for OA. *Joint, bone, spine*, 72(3), 235-240.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbspin.2004.08.009>
- Foroughi, N., Smith, R., & Vanwanseele, B. (2009). The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: a systematic review. *The Knee*, 16(5), 303-309. <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2008.12.007>

- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L., & de Guise, J. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *The Knee*, 7(4), 221-231.
- Grotle, M., Hagen, K. B., Natvig, B., Dahl, F. A., & Kvien, T. K. (2008). Prevalence and burden of osteoarthritis: results from a population survey in Norway. *J Rheumatol*, 35(4), 677-684.
- Guichet, J. M., Javed, A., Russell, J., & Saleh, M. (2003). Effect of the Foot on the Mechanical Alignment of the Lower Limbs. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 415, 193-201.
- Guler, H. K., S. Turhanoglu, A. D. Sahin, G. Balci, A. Ozer, C. (2009). Effect of Coexisting Foot Deformity on Disability in Women with Knee Osteoarthritis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 99(1), 5.
- Guo, M., Axe, M. J., & Manal, K. (2007). The influence of foot progression angle on the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individuals with knee osteoarthritis. *Gait & posture*, 26(3), 436-441.
- ...
- Hagemeister, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., & de Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *Journal of biomechanics*, 38(9), 1926-1931. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.013>
- Haim, A., Wolf, A., Rubin, G., Genis, Y., Khoury, M., & Rozen, N. (2011). Effect of center of pressure modulation on knee adduction moment in medial compartment knee osteoarthritis. *Journal of orthopaedic research*, 29(11), 1668-1674. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.21422>
- Hinman, R. S., Payne, C., Metcalf, B. R., Wrigley, T. V., & Bennell, K. L. (2008). Lateral wedges in knee osteoarthritis: what are their immediate clinical and biomechanical effects and can these predict a three-month clinical outcome? *Arthritis and rheumatism*, 59(3), 408-415. <http://dx.doi.org/10.1002/art.23326>
- Hochberg, M. C., Altman, R. D., April, K. T., Benkhalti, M., Guyatt, G., McGowan, J., . . . Tugwell, P. (2012). American College of Rheumatology 2012 recommendations for the use of nonpharmacologic and pharmacologic therapies in osteoarthritis of the hand, hip, and knee. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 64(4), 455-474.

- Huerta, J. P., Moreno, J. M.-R., Kirby, K. A., Carmona, F. J., & Orejana García, A. M. (2009). Effect of 7-Degree Rearfoot Varus and Valgus Wedging on Rearfoot Kinematics and Kinetics During the Stance Phase of Walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 99(5), 415-421.
- Hunt, M. A., Schache, A. G., Hinman, R. S., & Crossley, K. M. (2011). Varus thrust in medial knee osteoarthritis: quantification and effects of different gait-related interventions using a single case study. *Arthritis care & research*, 63(2), 293-297.
<http://dx.doi.org/10.1002/acr.20341>
- Jenkyn, T. R., Hunt, M. A., Jones, I. C., Giffin, J. R., & Birmingham, T. B. (2008). Toe-out gait in patients with knee osteoarthritis partially transforms external knee adduction moment into flexion moment during early stance phase of gait: a tri-planar kinetic mechanism. *Journal of biomechanics*, 41(2), 276-283.
-
- Kakihana, W., Akai, M., Nakazawa, K., Takashima, T., Naito, K., & Torii, S. (2005). Effects of Laterally Wedged Insoles on Knee and Subtalar Joint Moments. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(7), 1465-1471.
- Katz, J. N., Barrett, J., Mahomed, N. N., Baron, J. A., Wright, R. J., & Losina, E. (2004). Association Between Hospital and Surgeon Procedure Volume and the Outcomes of Total Knee Replacement. *THE JOURNAL OF BONE & JOINT SURGERY*, 86-A(9), 1909-1916.
- Kauppila, A. M., Kyllonen, E., Mikkonen, P., Ohtonen, P., Laine, V., Siira, P., . . . Arokoski, J. P. (2009). Disability in end-stage knee osteoarthritis. *Disability and rehabilitation*, 31(5), 370-380. <http://dx.doi.org/10.1080/09638280801976159>
- Kerrigan, D. C., Lelas, J. L., Goggins, J., Merriman, G. J., Kaplan, R. J., & Felson, D. T. (2002). Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(7), 889-893.
<http://dx.doi.org/10.1053/apmr.2002.33225>
- Klein, P., & Sommerfeld, P. (2008). *Biomécanique des membres inférieurs : bases et concepts, bassin, membres inférieurs*. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson.

- Ko, S. U., Ling, S. M., Schreiber, C., Nesbitt, M., & Ferrucci, L. (2011). Gait patterns during different walking conditions in older adults with and without knee osteoarthritis--results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Gait & posture*, 33(2), 205-210. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.006>
- Kuroyanagi, Y., Nagura, T., Kiriya, Y., Matsumoto, H., Otani, T., Toyama, Y., & Suda, Y. (2012). A quantitative assessment of varus thrust in patients with medial knee osteoarthritis. *The Knee*, 19(2), 130-134. <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2010.12.007>
- Kuroyanagi, Y., Nagura, T., Matsumoto, H., Otani, T., Suda, Y., Nakamura, T., & Toyama, Y. (2007). The lateral wedged insole with subtalar strapping significantly reduces dynamic knee load in the medial compartment gait analysis on patients with medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage*, 15(8), 932-936.
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativi, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & posture*, 25(3), 453-462.
- Leitch, J., Stebbins, J., & Zavatsky, A. B. (2010). Subject-specific axes of the ankle joint complex. *Journal of biomechanics*, 43(15), 2923-2928. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.007>
- Levinger, P., Menz, H. B., Fotoohabadi, M. R., Feller, J. A., Bartlett, J. R., & Bergman, N. R. (2010). Foot posture in people with medial compartment knee osteoarthritis. *J Foot Ankle Res* *Journal of foot and ankle research*, 3, 29. <http://dx.doi.org/10.1186/1757-1146-3-29>
- Levinger, P., Menz, H. B., Morrow, A. D., Feller, J. A., Bartlett, J. R., & Bergman, N. R. (2012). Foot kinematics in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Rheumatology*, 51(12), 2191-2198. <http://dx.doi.org/10.1093/rheumatology/kes222>
- Levinger, P., Murley, G. S., Barton, C. J., Cotchett, M. P., McSweeney, S. R., & Menz, H. B. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & posture*, 32(4), 519-523. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.013>
- Lin, C.-J., Lai, K.-A., Chou, Y.-L., & Ho, C.-S. (2001). The effect of changing the foot progression angle on the knee adduction moment in normal teenagers. *Gait and Posture*, 14, 85-91.

- Lo, G. H., Harvey, W. F., & McAlindon, T. E. (2012). Associations of varus thrust and alignment with pain in knee osteoarthritis. *Arthritis and rheumatism*, 64(7), 2252-2259.
<http://dx.doi.org/10.1002/art.34422>
- Loudon, J. K., & Bell, S. L. (1996). The foot and ankle: An overview of arthrokinematics and selected joint techniques. *Journal of athletic training*, 31(2), 173-178.
- Lustig, S., Magnussen, R. A., Cheze, L., & Neyret, P. (2012). The KneeKG system: a review of the literature. *Knee Surgery, sports traumatology Arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 20(4), 633-638.
- Lynn, S. K., Kajaks, T., & Costigan, P. A. (2008). The effect of internal and external foot rotation on the adduction moment and lateral-medial shear force at the knee during gait. *Journal of science and medicine in sport*, 11(5), 444-451.
- MacWilliams, B. A., Cowley, M., & Nicholson, D. E. (2003). Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait & posture*, 17(3), 214-224.
- Manetta, J., Franz, L. H., Moon, C., Perell, K. L., & Fang, M. (2002). Comparison of hip and knee muscle moments in subjects with and without knee pain. *Gait Posture*, 16(3), 249-254.
- Marcelli, C. (2002). *Rhumatologie: Connaissances et pratique* (3 éd. Vol. 1). Paris.
- Matsas, A., Taylor, N., & McBurney, H. (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture*, 11(1), 46-53.
- McConnell, S., Kolopack, P., & Davis, A. M. (2001). The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC): a review of its utility and measurement properties. *Arthritis Rheum*, 45(5), 453-461.
- McWilliams, D. F., Doherty, S., Maciewicz, R. A., Muir, K. R., Zhang, W., & Doherty, M. (2010). Self-reported knee and foot alignments in early adult life and risk of osteoarthritis. *Arthritis care & research*, 62(4), 489-495. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.20169>

- Michael, J. W., Schluter-Brust, K. U., & Eysel, P. (2010). The epidemiology, etiology, diagnosis, and treatment of osteoarthritis of the knee. *Deutsches Arzteblatt international*, 107(9), 152-162. <http://dx.doi.org/10.3238/arztebl.2010.0152>
- Murphy, L., & Helmick, C. G. (2012). The Impact of Osteoarthritis in the United States: A Population-Health Perspective. *American Journal of Nursing*, 112(3), 13-19.
- Murray, M. P., Spurr, G. B., Sepic, S. B., Gardner, G. M., & Mollinger, L. A. (1985). Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J Appl Physiol* (1985), 59(1), 87-91.
- Nakajima, K., Kakihana, W., Nakagawa, T., Mitomi, H., Hikita, A., Suzuki, R., . . . Fukui, N. (2009). Addition of an arch support improves the biomechanical effect of a laterally wedged insole. *Gait & posture*, 29(2), 208-213.
- Neogi, T., Felson, D., Niu, J., Nevitt, M., Lewis, C. E., Aliabadi, P., . . . Zhang, Y. (2009). Association between radiographic features of knee osteoarthritis and pain: results from two cohort studies. *Bmj*, 339(aug21 1), b2844-b2844.
- Nester, C. J., van der Linden, M. L., & Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait & posture*, 17(2), 180-187.
- Niu, J., Zhang, Y. Q., Torner, J., Nevitt, M., Lewis, C. E., Aliabadi, P., . . . Felson, D. T. (2009). Is obesity a risk factor for progressive radiographic knee osteoarthritis? *Arthritis and rheumatism*, 61(3), 329-335. <http://dx.doi.org/10.1002/art.24337>
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basis biomechanics of the musculoskeletal system*, (J. Butler Éd.). Philadelphia, PA: Lippincott William & Wilkins.
- Norton, A. A., Callaghan, J. J., Amendola, A., Phisitkul, P., Wongsak, S., Liu, S. S., & Fruehling-Wall, C. (2015). Correlation of knee and hindfoot deformities in advanced knee OA: compensatory hindfoot alignment and where it occurs. *Clinical Orthopaedics And Related Research*, 473(1), 166-174. <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-014-3801-9>

- Palmer, K. T. (2012). The older worker with osteoarthritis of the knee. *British medical bulletin*, 102, 79-88. <http://dx.doi.org/10.1093/bmb/lds011>
- Perry, J., k, S. T., & Davids, J. R. (1992). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815.
- Punzi, L., Oliviero, F., & Ramonda; R. (2010). New horizons in osteoarthritis. *Swiss Medical Weekly*, 28, 1-13.
- Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 89-98.
- Reilly, K., Barker, K., Shamley, D., & Chir, S. S. (2006). Influence of Foot Characteristics on the Site of Lower Limb Osteoarthritis. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 27(3), 206-211.
- Richards, C., & Higginson, J. S. (2010). Knee contact force in subjects with symmetrical OA grades: differences between OA severities. *Journal of biomechanics*, 43(13), 2595-2600. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.05.006>
- Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture*, 26(1), 17-24. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.03.005>
- Rutherford, D. J., Hubley-Kozey, C. L., Deluzio, K. J., Stanish, W. D., & Dunbar, M. (2008). Foot progression angle and the knee adduction moment: a cross-sectional investigation in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage*, 16(8), 883-889. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2007.11.012>
- Schappert, S. M., & Rechtsteiner, E. A. (2011). Ambulatory Medical Care Utilization Estimates for 2007. *Vital and health statistics*, 169, 1-38.
- Sharma, L., Hurwitz, D., Thonar, E. J., Sum, J. A., Lenz, M. E., Dunlop, D., . . . Andriacchi, T. P. (1998). Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 41(7), 1233-1240.

- Sharma, L., Kapoor, D., & Issa, S. (2006). Epidemiology of osteoarthritis: an update. *Curr Opin Rheumatol*, 18, 147-156.
- Sharma, L., Song, J., Felson, D. T., Cahue, S., Shamiyeh, E., & Dunlop, D. D. (2001). The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *Jama*, 286(2), 188-195.
- Song, J., Hillstrom, H. J., Secord, D., & Levitt, J. (1996). Foot type biomechanics. comparison of planus and rectus foot types. *J Am Podiatr Med Assoc*, 86(1), 16-23.
<http://dx.doi.org/10.7547/87507315-86-1-16>
- Srikanth, V. K., Fryer, J. L., Zhai, G., Winzenberg, T. M., Hosmer, D., & Jones, G. (2005). A meta-analysis of sex differences prevalence, incidence and severity of osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage*, 13(9), 769-781.
- Stagni, R., Leardini, A., O'Connor, J. J., & Giannini, S. (2003). Role of Passive Structures in the Mobility and Stability of the Human Subtalar Joint: A Literature Review. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 24(5), 402-409.
- Szebenyi, B., Hollander, A. P., Dieppe, P., Quilty, B., Duddy, J., Clarke, S., & Kirwan, J. R. (2006). Associations between pain, function, and radiographic features in osteoarthritis of the knee. *Arthritis and rheumatism*, 54(1), 230-235.
- Tazawa, M., Sohmiya, M., Wada, N., Defi, I. R., & Shirakura, K. (2014). Toe-out angle changes after total knee arthroplasty in patients with varus knee osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22(12), 3168-3173. <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-014-2841-8>
- Teichtahl, A. J., Wluka, A. E., Davies-Tuck, M. L., & Cicuttini, F. M. (2008). Imaging of knee osteoarthritis. *Best practice & research. Clinical rheumatology*, 22(6), 1061-1074.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.berh.2008.09.004>
- Tetsworth, K., & Paley, D. (1994). Malalignment and degenerative arthropathy. *The Orthopedic clinics of North America*, 25(3), 367-377.

- Tulchin, K., Orendurff, M., & Karol, L. (2010). A comparison of multi-segment foot kinematics during level overground and treadmill walking. *Gait Posture*, 31(1), 104-108. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.007>
- van den Noort, J., van der Esch, M., Steultjens, M. P., Dekker, J., Schepers, M., Veltink, P. H., & Harlaar, J. (2011). Influence of the instrumented force shoe on gait pattern in patients with osteoarthritis of the knee. *Medical & biological engineering & computing*, 49(12), 1381-1392. <http://dx.doi.org/10.1007/s11517-011-0818-z>
- van der Esch, M., Knol, D. L., Schaffers, I. C., Reiding, D. J., van Schaardenburg, D., Knoop, J., . . . Dekker, J. (2014). Osteoarthritis of the knee: multicompartmental or compartmental disease? *Rheumatology*, 53(3), 540-546.
- van Dijk, G. M., Veenhof, C., Lankhorst, G. J., & Dekker, J. (2009). Limitations in activities in patients with osteoarthritis of the hip or knee: the relationship with body functions, comorbidity and cognitive functioning. *Disability and rehabilitation*, 31(20), 1685-1691.
- van Dijk, G. M., Veenhof, C., Schellevis, F., Huismans, H., Bakker, J. P., Arwert, H., . . . Dekker, J. (2008). Comorbidity, limitations in activities and pain in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *BMC musculoskeletal disorders*, 9, 95. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2475-9-95>
- Wang, C.-L., Cheng, C.-K., Chen, C.-W., Lu, C.-M., Hang, Y.-S., & Liu, T.-K. (1995). Contact areas and pressure distributions in the subtalar joint. *Journal of biomechanics*, 8(3), 269-279.
- Young, K. L., Dunbar, M. J., Richardson, G., & Astephen Wilson, J. L. (2015). Intraoperative passive knee kinematics during total knee arthroplasty surgery. *J Orthop Res*. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.22945>
- Yusuf, E., Bijsterbosch, J., Slagboom, P. E., Rosendaal, F. R., Huizinga, T. W., & Kloppenburg, M. (2011). Body mass index and alignment and their interaction as risk factors for progression of knees with radiographic signs of osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage*, 19(9), 1117-1122. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2011.06.001>
- Zeni, J. A., Jr., & Higginson, J. S. (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered

walking speed? *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(4), 372-378.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.02.001>

Zhang, Y., & Jordan, J. M. (2010). Epidemiology of osteoarthritis. *Clinics in geriatric medicine*, 26(3), 355-369. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cger.2010.03.001>

Zhao, D., Banks, S. A., Mitchell, K. H., D'Lima, D. D., Colwell, C. W., Jr., & Fregly, B. J. (2007). Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *Journal of orthopaedic research*, 25(6), 789-797.
<http://dx.doi.org/10.1002/jor.20379>

XI. ANNEXE

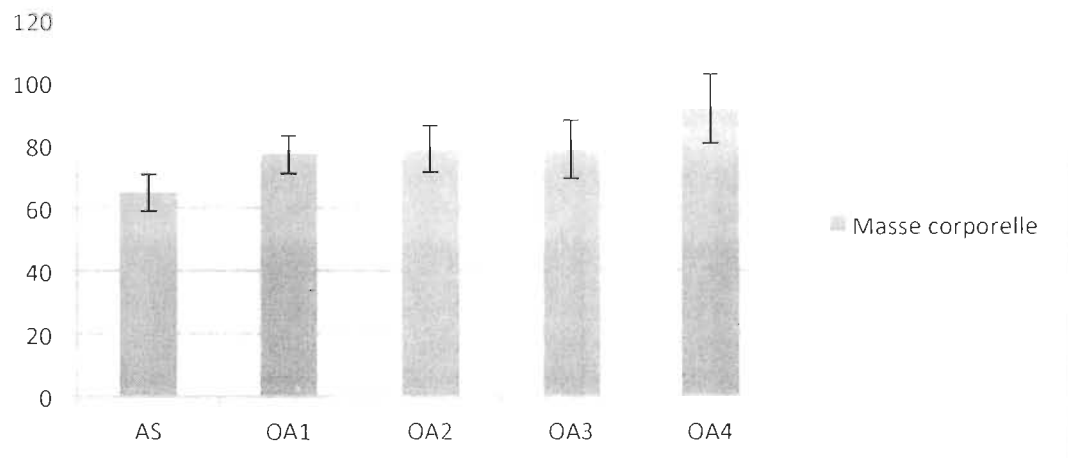
ANNEXE 1. RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES ET ISSUS DU PROJET

DOCTORAL

Détails sur les analyses sur les données biométriques présentées dans ce mémoire

Les effets significatifs du poids corporel sont ressortis de l'ANOVA contrastant le groupe de personnes AS et le groupe de patients OAKL_{1,2,3,4} ($F_{1,44} = 11.93$; $p \leq 0.001$).

Selon l'analyse monotone d'Abelson & Tukey (2013), il existe une différence significative selon une comparaison à cinq niveaux ($F_{1,44} = 12.38$; $p \leq 0.01$). La Figure permet de constater graphiquement la tendance d'une augmentation du poids en fonction de la sévérité radiologique passant d'une certaine stabilité chez les groupes OA₁, OA₂, OA₃, à une augmentation plus prononcée chez le groupe OA₄.



Graphique représentant la masse corporelle en fonction des cinq groupes étudiés. Le groupe asymptotique est significativement plus léger que le groupe gonarthrosique.

Tableau complémentaire A

Résultats sur les paramètres de flexion-extension au genou pour la condition de marche à la vitesse confortable.

Tiré de Boivin (2010)

Paramètres	Résultats aux ANOVA Moyennes observées (en °)					Contraste AS vs (OAKL1,2,3,4)		\bar{E}^2 (k = 5)	\bar{E}^2 (k = 4)
	AS n = 10	OA n = 10	OA _{L1} n = 6	OA _{L2} n = 7	OA _{L3} n = 10	F (1,43)	p	(dL _k = 43)	(dL _k = 43)
θ_{F1} - Angle dans le plan sagittal au contact initial	12.7 ± 1.8	10.7 ± 1.8	11.4 ± 1.7	10.1 ± 1.9	11.1 ± 1.8	0.108	0.744	0.032	-
θ_{F2} - Angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge	21.1 ± 4.0	19.7 ± 4.7	17.0 ± 1.2	21.7 ± 1.6	19.6 ± 10.5	1.940	0.171	0.068	-
θ_{F3} - Angle minimal dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	3.7 ± 1.4	6.6 ± 1.4	7.7 ± 1.3	9.2 ± 3.0	7.0 ± 10.6	0.299	0.587	0.016	-
θ_{F4} - Angle maximal dans le plan sagittal lors de l'oscillation	17.1 ± 1.7	16.6 ± 2.1	16.0 ± 1.7	15.4 ± 1.6	15.1 ± 6.3	2.002	0.164	0.071	-
$\Delta\theta_{F5}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	7.4 ± 1.0	9.1 ± 2.0	6.7 ± 1.3	7 ± 1.1	7.7 ± 1.3	2.850	0.099	0.14	0.070
$\Delta\theta_{F6}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	17.4 ± 1.7	14.1 ± 1.4	11.7 ± 1.7	11.1 ± 1.7	11.6 ± 4.8	1.108	0.298	0.031	-
$\Delta\theta_{F7}$ - Amplitude de mouvement dans plan sagittal durant le CM	18.4 ± 1.8	16.3 ± 1.7	14.4 ± 1.6	15.1 ± 1.7	16.4 ± 10.9	0.090	0.764	0.036	-
Paramètres	Résultats aux ANOVA Moyennes ajustées (en °)					Contraste AS vs (OAKL1,2,3,4)		\bar{E}^2 (k = 5)	\bar{E}^2 (k = 4)
	AS n = 10	OA n = 10	OA _{L1} n = 6	OA _{L2} n = 7	OA _{L3} n = 10	F (1,42)	p	(dL _k = 42)	(dL _k = 42)
θ_{F1} - Angle dans le plan sagittal au contact initial	11.4 ± 0.8	10.7 ± 0.7	11.7 ± 0.9	10.1 ± 0.7	10.6 ± 6.4	0.245	0.624	0.076	-
θ_{F2} - Angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge	19.7 ± 0.9	18.7 ± 0.8	17.9 ± 0.2	21.6 ± 0.3	17.2 ± 6.7	0.172	0.680	0.017	-
θ_{F3} - Angle minimal dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	7.1 ± 0.3	6.7 ± 0.1	6.5 ± 0.1	9.3 ± 1.1	7.3 ± 1.7	0.687	0.412	0.037	-
θ_{F4} - Angle maximal dans le plan sagittal lors de l'oscillation	-	-	-	-	-	-	-	-	-
$\Delta\theta_{F5}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge (mouvement de flexion)	8.2 ± 4.5	8.0 ± 4.1	5.6 ± 4.1	8.7 ± 4.1	4.6 ± 4.5	1.781	0.189	0.099	-
$\Delta\theta_{F6}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral (mouvement d'extension)	14.3 ± 1.7	12.3 ± 1.2	11.2 ± 1.2	11.6 ± 1.3	12.4 ± 4.8	3.996	<u>0.052</u>	0.157	0.052
$\Delta\theta_{F7}$ - Amplitude de mouvement dans le plan sagittal durant le CM	16.7 ± 1.8	16.1 ± 1.5	14.7 ± 0.8	15.7 ± 1.6	18.2 ± 1.1	3.549	<u>0.06</u>	0.157	0.095

Note : Les écarts-types accompagnant les moyennes ajustées ont été calculés en considérant une homogénéité des variances inter-groupes. Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle (θ_{F1} , θ_{F2} , θ_{F3} , θ_{F4}) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ($\Delta\theta_{F5}$, $\Delta\theta_{F6}$) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour du genou est en flexion, sinon en extension. Pour la mesure d'amplitude de mouvement ($\Delta\theta_{F7}$), la valeur est toujours positive sans faire référence à un type mouvement car seulement sa grandeur est d'intérêt.

Annotations : les annotations (*) et (†) désignent les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des analyses du \bar{E}^2 à cinq niveaux de comparaison ; les annotations (†) et (††) indiquent que les \bar{E}^2 calculés sont significatifs à des seuils de 0.05 et de 0.025 respectivement. Abréviation : CM = cycle de marche.

Tableau complémentaire B

Résultats sur les paramètres en adduction/abduction au genou pour la condition de marche à la vitesse confortable

Tiré de Boivin (2010)

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste		\bar{E}^2	\bar{E}^2
	AS n = 10	OA _{ML} n = 10	OA _{ML} n = 6	OA _{ML} n = 7	OA _{ML} n = 10	AS vs (OA _{ML} 1,3,4)	p	(k = 5) (df ₂ = 44)	(k = 4) (df ₂ = 44)
θ_{A1} - Angle dans le plan frontal au contact initial	23 = 4.1°	0.7 = 2.9°	1.0 = 3.9°	3.0 = 3.8°	6.9 = 4.3°	0.344	0.363	—	—
$\Delta\theta_{A1}$ - Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge	2.2 = 0.6°	2.8 = 0.6°	2.3 = 0.9°	4.1 = 2.4°	3.5 = 1.5°	0.357	—	—	0.015
θ_{A2} - Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral	2.0 = 4.2°	1.8 = 4.2°	1.4 = 4.8°	7.3 = 3.9°	8.3 = 3.6°	5.364	—	—	—
$\Delta\theta_{A2}$ - Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge	0.02 = 1.4°	0.8 = 2.2°	1.4 = 1.6°	2.3 = 2.7°	1.4 = 2.1°	10.095	0.001	0.001	0.051
θ_{A3} - Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support	4.1 = 4.4°	1.3 = 4.0°	1.8 = 6.4°	1.8 = 3.1°	3.0 = 4.6°	3.926	0.034	—	—
$\Delta\theta_{A3}$ - Changement angulaire net dans le plan frontal durant la poussée	-0.3 = 2.9°	0.6 = 1.9°	-0.4 = 1.7°	0.1 = 1.8°	-4.0 = 3.0°	0.026	0.872	0.031	—
$\Delta\theta_{A4}$ - Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant le CM	10.6 = 2.2°	8.7 = 2.4°	11.6 = 4.1°	11.3 = 4.7°	10.0 = 2.6°	0.001	0.959	0.035	—
T _{AS} - Durée en adduction durant la phase de support (en % phase de support)	64.9 = 36.3°	60.4 = 39.8°	59.3 = 40.0°	63.0 = 13.9°	96.3 = 11.2°	1.319	0.257	0.218°	0.180°

Note : Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle (θ_{A1} , θ_{A2} , θ_{A3}) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ($\Delta\theta_{A4}$, $\Delta\theta_{A6}$) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour du genou est en adduction, sinon en abduction. Pour les mesures d'amplitude de mouvement ($\Delta\theta_{A1}$, $\Delta\theta_{A2}$), la valeur est toujours positive sans faire référence à un type mouvement car seulement sa grandeur est d'intérêt.

Annotations : les annotations (1) et (2) désignent les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des analyses du \bar{E}^2 à cinq niveaux de comparaison ; les annotations (3) et (4) précisent que les \bar{E}^2 calculés sont significatifs à des seuils de 0.01 et 0.005. Abréviation : CM = cycle de marche.

Tableau complémentaire C

Résultats sur les paramètres de rotations tibiales interne/externe pour la condition de marche à la vitesse confortable

Tiré de Boivin (2010)

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste		\bar{E}^2	\bar{E}^2
	AS n = 16	OA _{KL} n = 10	OA _{KL} n = 8	OA _{KL} n = 7	OA _{KL} n = 10	AS vs (OA _{KL})	p	(k = 5)	(k = 4)
						F (1,44)		(dl _e = 44)	(dl _e = 44)
θ_{T2} - Angle dans le plan transverse au contact initial	-2.3 ± 2.9°	-3.6 ± 2.0°	-2.3 ± 2.8°	-4.1 ± 3.6°	-2.7 ± 4.0°	0.019	0.890	0.045	-
$\Delta\theta_{T2}$ - Changement angulaire dans le plan transverse durant la mise en charge	4.9 ± 1.6°	5.1 ± 1.8°	5.4 ± 1.6°	5.6 ± 1.8°	4.7 ± 1.0°	0.016	0.899	0.027	-
θ_{M1} - Position angulaire moyenne dans le plan transverse durant l'appui unilatéral	0.6 ± 1.0°	1.7 ± 1.0°	1.4 ± 1.0°	1.1 ± 1.4°	-0.4 ± 1.7°	0.963	0.332	0.015	-
$\Delta\theta_{M1}$ - Changement angulaire dans le plan transverse durant l'appui unilatéral	1.4 ± 1.4°	1.4 ± 1.3°	1.4 ± 1.7°	2.0 ± 1.9°	1.7 ± 1.9°	3.966	<u>0.052</u>	0.070	-
$\Delta\theta_{M2}$ - Changement angulaire net dans le plan transverse durant la poussée	-2.2 ± 1.5°	-1.1 ± 1.6°	-2.7 ± 1.5°	1.7 ± 1.0°	1.5 ± 1.4°	1.790	0.188	0.147	-
$\Delta\theta_{M3}$ - Amplitude de mouvement dans le plan transverse durant le CM	11.7 ± 3.2°	11.1 ± 2.4°	10.1 ± 1.4°	11.3 ± 2.2°	11.9 ± 1.6°	2.474	0.123	0.063	-
θ_{R1} - Angle dans le plan transverse à la fin de la phase de support	-0.1 ± 4.0°	-2.2 ± 4.7°	-1.1 ± 1.4°	1.1 ± 1.4°	1.9 ± 1.1°	0.004	0.949	0.167 ^(*)	0.012

Note : Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle (θ_{T2} , θ_{R1}) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ($\Delta\theta_{T2}$, $\Delta\theta_{R1}$) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour du genou est en rotation tibiale interne, sinon en externe. Pour les mesures d'amplitude de mouvement ($\Delta\theta_{M1}$, $\Delta\theta_{M2}$), la valeur est toujours positive sans faire référence à un type mouvement car seulement sa grandeur est d'intérêt.

Annotations : les annotations (*) et (°) désignent les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des analyses du \bar{E}^2 à cinq niveaux de comparaison ; les annotations (°), (°) et (°) indiquent que les \bar{E}^2 calculés sont significatifs à des seuils de 0.05, 0.025 et 0.01. Abréviation : CM = cycle de marche.

Tableau complémentaire D (analyses faites dans le cadre ce travail de recherche)

Résultats complémentaires des paramètres en adduction et abduction pour l'articulation du genou

Paramètres	Résultats aux ANOVA Moyennes observées (angle en °)					ANOVA AS vs OA _{K1,2,3,4}		Tendance monotone (Abelson & Tukey) $F(1,44)$
	AS n = 16	OA _{K1,1} n = 10	OA _{K1,2} n = 6	OA _{K1,3} n = 7	OA _{K1,4} n = 10	F (1,44)	p	
θ_{AK} – Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant la 1 ^{ère} moitié de la phase d'appui unilatéral	2,48±4,14	2,03±4,07	2,82±4,80	7,88±3,34	8,32±3,52	4,160		13,343†
$\Delta\theta_{A0}$ - Changement angulaire dans le plan frontal durant la 1 ^{ère} moitié de la mise en charge	0,17±1,22	1,30±2,08	1,80±1,74	2,89±2,29	1,62±2,06	8,810		4,065*
θ_{A10} – Angle maximal/minimal dans le plan frontal durant la phase de chargement	3,44±4,86	2,61±4,11	2,88±5,27	8,46±2,63	9,82±3,39	3,075	,086	13,683†

Note : Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle (θ_{A1} , θ_{A3} , θ_{A5}) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ($\Delta\theta_{A4}$, $\Delta\theta_{A6}$) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour du genou est en adduction, sinon en abduction.

Les annotations (*) et (†) précisent que la valeur des F sont significatives à des seuils de 0,05 et 0,01 respectivement.

ANNEXE 2. RECENSEMENT DES CRITÈRES D'INCLUSION ET D'EXCLUSION. BASE DE DONNÉES DU PROJET BOIVIN (2010).

Tableau 4.1. Recensement des critères d'inclusion et d'exclusion au projet

Critères d'inclusion		Critères d'exclusion	
Adressés à tous les participants et spécifiques à chacun des groupes (OA et AS)			
<ul style="list-style-type: none">- Être âgé(e) de 60 ans et plus- Être en mesure de juger et d'exprimer de son adhésion au projet et de répondre aux questionnaires en français- Être capable de marcher de façon continue sur une période de 10 à 15 minutes	<ul style="list-style-type: none">- Être atteinte d'arthrose de type généralisée ou d'arthrite rhumatoïde- Avoir eu une blessure (méniscale ou ligamentaire) ou avoir subi un traumatisme (p. ex. fracture) au tibia ou au membre inférieur pouvant affecter l'évaluation- Avoir des déformations osseuses au niveau du tibia ou une bursite ou d'un pied pouvant affecter la démarche- Avoir eu une intervention chirurgicale au tibia ou au membre inférieur pouvant altérer la démarche- Avoir des problèmes de claudication ou de douleur au membre inférieur à la marche- Utiliser une aide technique (comme béquilles, marcheurs, etc.) de façon régulière pour les déplacements- Avoir des problèmes neurologiques pouvant affecter l'équilibre (p. ex. AVC, Parkinson, épilepsie, etc.)- Avoir des problèmes pulmonaires limitant considérablement la marche- Avoir un problème cardiaque nécessitant un contrôle médical rapproché (grippe, arythmie, insuffisance cardiaque, hypertension, angine chronique, etc.) ou rendant la suite de la personne à risque durant l'évaluation- Avoir une tendance à faire des plaies aux extrémités des membres inférieurs (présentation due au port de l'instrumentation)- Avoir des déficits proprioceptifs, des problèmes de vertige ou d'équilibre pouvant affecter l'évaluation (p. ex. neuropathie périphérique)- Avoir toute autre condition pouvant affecter l'évaluation (p. ex. incapacité à s'adapter au tapis roulant ou au port de l'endoguellette)		
Spécifique au OA		Spécifique au OA	
<ul style="list-style-type: none">- Répondre aux critères cliniques et radiologiques de diagnostic de l'arthrose du genou proposés par l'ACR (voir le tableau 3)- Depuis au moins deux mois, revenir de la douleur au genou à un niveau moyen- Avoir une prédominance de l'arthrose ou avoir une prédominance au compartiment femorotibial interne selon les G_{12} (Kellgren et Lawrence, 1987)- Avoir un niveau moyen de douleur au genou diagnostiqué à la marche, au cours de la semaine précédant l'inclusion dans l'étude, supérieur à 3 sur 100 mm sur une EVA	<ul style="list-style-type: none">- Avoir une prédominance de l'arthrose au compartiment femorotibial externe selon les G_{12} (Kellgren et Lawrence, 1987)- Avoir suivi un programme d'entraînement ou de readaptation pour les membres inférieurs au cours des six mois précédant l'étude- Être considéré(e) comme n'étant pas un(e) candidat(e) apte à la readaptation, selon l'avis du clinicien ou de la physiothérapeute		
Spécifique au AS		Spécifique au AS	
	<ul style="list-style-type: none">- Revenir de la douleur au genou lors de la marche, lors de la montée/descente d'un escalier ou lors des transitions entre les positions assise et debout- Répondre aux critères cliniques de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR (voir le tableau 3)		

ANNEXE 3. DÉFINITION OPÉRATIONNELLE DES PARAMÈTRES ISSUS DE LA CHEVILLE

Paramètres (tag) Cheville	Calcul mathématique
Plan frontal	
Angle de la cheville dans le plan frontal au contact initial	$\theta_{E1} = 10\%$ Angle d'éversion au contact talon dans le plan frontal
1 ^{er} angle minimal dans le plan frontal durant la mise en charge	$\theta_{E2} = I_{\min(DS)}$ 1 ^{er} pic de descente en éversion durant la mise en charge (avant la remontée) ⁶
Occurrence en % du 1 ^{er} angle minimal dans le plan frontal durant la mise en charge	$I\theta_{E2}$ Occurrence du 1 ^{er} min en éversion durant la mise en charge en % du cycle de marche
2 ^e angle minimal dans le plan frontal durant la phase de mise en charge ou de simple support	$\theta_{E4} = I_{\min(DS/SS)}$ angle minimal en éversion durant le DS1/SS ⁷
Occurrence en % du 2 ^e angle minimal dans le plan frontal durant la mise en charge	$I\theta_{E4}$ Occurrence du min en éversion durant la mise en charge en % du cycle de marche
1 ^{er} changement angulaire dans le plan frontal durant la mise en charge	$\Delta\theta_{E3} = \theta_{E2} - \theta_{E1}$ Angle Min DS1 - Angle début DS1 (contact talon)
2 ^e changement angulaire dans le plan frontal durant la phase de mise en charge ou de simple support	$\Delta\theta_{E5} = \theta_{E4} - \theta_{E1}$
Changement angulaire entre les deux valeurs minimales de la mise en charge et appui unilatéral	$\Delta\theta_{E6} = \theta_{E4} - \theta_{E2}$

⁶ Cette valeur sera automatisée en premier; elle devrait se situer dans la zone de 4 à 12% du cycle de marche, puis possibilité d'aller la modifier manuellement

⁷ Cette valeur peut être le 2^{ème} min du DS1 ou le min de la phase SS. Cette valeur devrait se situer entre 13 à 50% du cycle de marche (DS1/SS) pour trouver la valeur la plus basse pour ce paramètre

Plan sagittal	
Angle de la cheville dans le plan sagittal au contact initial	$\theta_{S01} = I_{C1}$
Angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge	$\theta_{S02} = I_{\max DS1}$
Occurrence en % de l'angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge	$I\theta_{S02}$
Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	$\Delta\theta_{S03} = \theta_{S02} - \theta_{S01}$ Angle Max DS1 – Angle début DS1 (contact talon)
Position angulaire moyenne dans le plan sagittal durant la phase de l'appui unilatéral	$\theta_{S04} = \theta_{Moy T2-T1}$ T1 : début SS T2 : fin SS
Plan transversal	
Angle d'ouverture du devant du pied au contact initial	$\theta_{T1} = T_{C1}$
Angle moyen d'ouverture du devant du pied durant la mise en charge	$\theta_{T2} = \theta_{Moy T2-T1}$ T1 : début DS1 T2 : fin DS1
Angle moyen d'ouverture du devant du pied durant la phase de simple support	$\theta_{T3} = \theta_{Moy T2-T1}$ T1 : début SS T2 : fin SS

ANNEXE 4. PROTOCOLE BIOMÉCANIQUE (PERSPECTIVE)

Détermination de paramètres biomécaniques sensibles à la morphologie du pied grâce à une analyse par contour d'images et à son comportement en condition dynamique

(Étape d'évaluation : Projet sur les déformations du pied et la gonarthrose.

Heure du début de l'expérimentation : _____ Fin de l'expérimentation : _____

Groupe expérimental : AS ☐ OA ☐

Membre inférieur évalué: G ☐ D ☐

Moment de la journée où il y a manifestation aiguë de la douleur : AM ☐ PM ☐ Soir ☐

Évaluateurs : _____

Données supplémentaires

1. Taille : _____ pouces * (0.0254) _____ mètres
2. Poids : _____ Kg * (2.2) _____ lbs
3. Sexe : M / F
4. Âge : _____
5. Est-ce que le participant a consommé de l'alcool et/ou des drogues de sorte à influencer l'évaluation durant les 24 heures précédant l'évaluation biomécanique : Oui ☐ Non ☐
6. Est-ce que le participant porte des orthèses plantaires lors de ces déplacements extérieurs : Oui ☐ Non ☐
- 6.1. Est-ce que les orthèses ont été portées durant la journée de l'évaluation : Oui ☐ Non ☐
7. Médicaments (Demander la liste aux participants) :

Nom	Type	Fréquence	Posologie
a) _____	_____	_____	_____
b) _____	_____	_____	_____
c) _____	_____	_____	_____
d) _____	_____	_____	_____

Préparatif du laboratoire (avant l'arrivée du participant) :

Étapes	Notes	Remarques	Ö
Laboratoire	1. Vérifier que les caméras et les plates-formes de force sont positionnées aux endroits indiqués sur le plancher.		
Démarrer les caméras	1. Brancher le courant sur chaque caméra. 2. Lier chaque caméra ensemble avec les fils NDI. 3. Lier le dernier fil au récepteur NDI. 4. Allumer le récepteur. 5. Allumer les caméras. 6. Enlever les protecteurs des caméras. 7. Laisser réchauffer environ 5 minutes.	➤ Utilisation d'une "Power bar" pour éviter une surcharge ➤ Fil de 16 mètres entre la caméra 1 et la caméra 2 ➤ S'assurer de le faire dans l'ordre présenté, sinon le programme ne partira pas. ➤ Cette étape doit être faite au minimum 30 minutes avant l'arrivée du participant.	
Ouverture du programme	1. Démarrer l'ordinateur Prosys et entrer le mot de passe. 2. Ouverture du logiciel NDI First Principles. 3. Cocher nouvelle expérimentation. 4. Cocher nouvel alignement, appuyer sur suivant. 4.1. Brancher le cube de calibration. 4.2. Sélectionner le Cube de calibration dans le menu 4.3. Déposer le cube au milieu de l'espace expérimental et sélectionner 30 secondes de temps de collecte. 4.4. Parcourir l'espace expérimental avec le cube à une vitesse constante en faisant des translations.	• La "nouvelle expérimentation" va permettre la connexion du système. • Le nouvel alignement va permettre la calibration. • Document.RIG (sélection automatique). • Définition de la zone de calibration : <ul style="list-style-type: none"> ○ Hauteur : 1.60m. ○ largeur : _____ ○ longueur : _____ 	

	<p>5. Alignement du cube de calibration</p> <p>5.1. Sélectionner le Cube de calibration dans le menu</p> <p>5.2. Effectuer une collecte de données pour changer de référentiel (caméra VS laboratoire).</p>	<ul style="list-style-type: none"> • $RMS < 0.60 \text{ mm}$. • Document.RIG (sélection automatique.) • $RMS < 0,20\text{mm}$. • Mettre le coin 4 du cube de calibration au sol à l'endroit indiqué pour avoir notre référentiel laboratoire à cet endroit. 	
Configuration du matériel	<p>1. Appuyer sur "Markers configuration"</p> <p>1.1. Ajouter le N de marqueurs</p> <p>1.2. Identifier les marqueurs selon leur référence anatomique</p> <p>2. Inscrire le temps d'acquisition de la 1^{ère} tâche Temps : _____ s</p> <p>3. Sélectionner les angles prédéfinis entre les marqueurs</p> <p>3.1. Ex : entre marqueurs 1 et 3</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Facilitera le traitement des données. ➤ Cocher "ext trigger" 	
Préparation du matériel d'évaluation	<p>1. Préparer les marqueurs et le ruban adhésif</p> <p>2. Préparer le récepteur qui permettra de brancher les marqueurs.</p>		
Démarrer les plates-formes de force	<p>1) Utilisation des plates-formes de force Bertec et AMTI</p> <p>2) Allumer les console et appuyer sur "auto-zéro" pour Bertec.</p> <p>3) Connecter tous les fils dans la carte d'acquisition selon cet ordre</p> <p>a) Canal 0 = F_x</p> <p>b) Canal 1 = F_y</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Auto-zéro permet la mise à zéro automatique de la plate-forme • Toujours avoir le pied évalué sur la plate-forme Bertec • Pour la plate-forme de force AMTI ont doit inscrire le gain, les ponts et le filtre 	

	<p>c) Canal 2 = Fz</p> <p>d) Canal 3 = Mx</p> <p>e) Canal 4 = My</p> <p>f) Canal 5 = Mz</p> <p>g) Canal 6 = Fx</p> <p>h) Canal 7 = Fy</p> <p>i) Canal 8 = Fz</p> <p>j) Canal 9 = Mx</p> <p>k) Canal 10 = My</p> <p>l) Canal 11 = Mz</p> <p>*le fil "zéro" de la plate-forme Bertec ne doit pas être branché.</p>	(trouver les switch)	
Ouverture du programme	<ol style="list-style-type: none"> Démarrer l'ordinateur noir. Ouverture du programme Acqui simple. Définir les paramètres d'acquisition : <ol style="list-style-type: none"> Nombre de canaux = 12 Fréquence d'échantillonnage = _____ Hz Échantillon par paquet = 100 Durée de l'enregistrement = ? Nombre de paquets affiché = 5 Cocher la case "Synchro avec CERTUS" 	<ul style="list-style-type: none"> Gain de la plate-forme à 2 pour éviter la saturation Doit être un multiple de la fréquence cinématique Change avec la tâche 2 plates-formes 	
Préparation des caméras de photographies et le gabarit	<ol style="list-style-type: none"> Créer l'environnement propice à la prise de photos <ol style="list-style-type: none"> Disposer un drap vert chromatique Disposer le gabarit sur chaque plate-forme de force Effectuer la procédure de calibration de l'appareil photo p/r au positionnement des pieds 	<ul style="list-style-type: none"> 	

Étape pour l'évaluation et la préparation du participant

Étapes	Notes	Remarques	Ö
Accueil du participant	<ol style="list-style-type: none"> 1. Le participant est invité à revêtir les vêtements recommandés (t-shirt et short). 2. Le participant sera invité à garder seulement ces bas avant pour les préparatifs et l'évaluation 		
Mesures du participant	<ol style="list-style-type: none"> 1. Évaluer la grandeur en mètre du participant. 2. Évaluer le poids du participant (Kg). 3. Poser les questions 4 à 7 sur la première page du protocole. 	<ul style="list-style-type: none"> • Le participant est de dos à la balance avec les pieds collés, la tête droite et prendre une inspiration normale pendant la prise de mesure. • Pour les autres mesures, le participant sera de face. 	
Familiarisation à la tâche unipodal	<ol style="list-style-type: none"> 1. Demander au participant de se mettre en place sur chaque plate-forme de force (pied sur le gabarit) 2. Vérifier le confort sur le gabarit 3. Au signal de l'évaluateur, le participant doit faire un transfert de poids sur la jambe évaluée et demeurer dans la position indiquée jusqu'au signal de fin de l'évaluation (environ 10 secondes) 4. Répéter cette étape 2 autres fois 	<ul style="list-style-type: none"> • Définir la position de la tâche <p>Appréciation de la tâche faite par le participant :</p> <p>_____</p> <p>_____</p> <p>_____</p> <p>_____</p>	
Familiarisation à la tâche d'obstacle	<ol style="list-style-type: none"> 1. Présenter au participant le modèle d'escalier qui va être utilisé. (hauteur de marche de 17cm) 2. Démonstration de la tâche au participant 3. Demander au participant de faire un essai de la tâche 4. Mesure du temps pour une vitesse confortable 	<p>Posture demandée</p> <p>➤ Les bras le long du corps</p>	

Évaluation statique du participant

Étapes	Notes	Remarques	Ö
Échelle de douleur (VAS)	1. Passer au participant l'échelle de douleur #1	/100 mm	
Auto-zéro + essai à blanc sur 5 secondes			
Position du participant pour la fixation des marqueurs	1. Demander au participant de s'asseoir à 90° et de mettre les pieds au sol. 2. Le participant doit retirer ses bas 3. Positionner les indicateurs anatomiques selon le modèle ci-dessous et qui ne sont pas susceptible de changer avec la mise en charge en position debout. 4. Demander au participant de se lever debout et de positionner les pieds sur le gabarit 5. Replacer les pieds sur le gabarit 6. Positionner la rampe 7. Positionner les marqueurs qui sont susceptible de changer avec le poids corporel	➤ Ne pas trop fatiguer le participant	
Déterminer la position des marqueurs (à optimiser)	1. Malléole externe 2. Malléole interne 3. Tête talus médiale 4. Tête talus latérale 5. Calcanéum (bisection) 6. Calcanéum inférieur 7. 1/3 distale fibula 8. Tubérosité naviculaire 9. Tête 1 ^{er} métatarse 10. Base 1 ^{er} métatarse 11. Tête 2e métatarse 12. Base 2e métatarse 13. Tête 5e métatarse	➤ Effectuer le positionnement des marqueurs dans le même ordre.	

	14. Base 5e métatarse 15. Cunéiforme médial		
Position du participant, collecte, condition 10% de poids corporel	<ol style="list-style-type: none"> 1. Demander de transférer son poids sur le côté opposé (environ 10% du poids corporel) 2. Demander de mettre les bras le long du corps et de les garder immobiles et détendus. (Aucun point d'appui) 3. Demander au participant de rester dans cette position. de fixer le point devant lui et de rester silencieux tout le long des acquisitions. <p>Prise de photo :</p> <p>Frontale : _____</p> <p>Sagittale : _____</p> <p>Transversale : _____</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Le participant ne doit pas pivoter • Regarder à l'horizon • Le patient doit garder cette position pour une durée entre 3-5min 	
Mesure cinétique	<ol style="list-style-type: none"> 1. Collecte de données cinétique sur ___ min <p>Fichier de collecte cinétique correspondant : _____</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Appuyer sur la case "synchro avec CERTUS" ➤ Faire un essai à blanc (à faire a chaque "auto-zéro") 	
Position du participant, collecte, condition 50% de poids corporel	<ol style="list-style-type: none"> 1. Modification des indicateurs anatomiques (ceux sensibles au changement de poids corporel) 2. Demander de répartir le poids de façon égal sur les deux pieds (environ 50% du poids corporel) 3. Même indication que la condition 10% <p>Prise de photo :</p> <p>Frontale : _____</p> <p>Sagittale : _____</p> <p>Transversale : _____</p>		
Mesure cinétique	<ol style="list-style-type: none"> 1. Collecte de données cinétique sur ___ min <p>Fichier de collecte cinétique correspondant : _____</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Appuyer sur la case "synchro avec CERTUS" 	

		➤ Faire un essai à blanc (à faire a chaque "auto-zéro")	
Position du participant, collecte, condition 90% de poids corporel	<ol style="list-style-type: none"> 1. Modification des indicateurs anatomiques (ceux sensibles au changement de poids corporel) 2. Demander de transférer son poids sur le coté instrumenté (environ 90% du poids corporel) 3. Même indication que la condition 10 et 50% Prise de photo : Frontale : _____ Sagittale : _____ Transversale : _____		
Mesure cinétique	<ol style="list-style-type: none"> 1. Collecte de données cinétique sur ____ min Fichier de collecte cinétique correspondant : _____	➤ Appuyer sur la case "synchro avec CERTUS" ➤ Faire un essai à blanc (à faire a chaque "auto-zéro")	

Position des marqueurs, définition des axes et des plans de référence

Étapes	Notes	Remarques	Ö
Repos du participant	<ol style="list-style-type: none"> 1. Laisser 5 minutes aux participants pour marcher et être au repos 	➤ Mettre des pantoufles ou remettre les bas aux participants	
Disposition des marqueurs cinématique Leardini et coll, 2007	<ol style="list-style-type: none"> 1. PM = Partie la plus distale et dorsale de la tête de la phalange proximale de l'hallux. Métatarses : <ol style="list-style-type: none"> 2. FMB = Base du 1^{er} métatarse, aspect dorso-médial de la première articulation métatarso-cunéiforme. 3. FMH = Tête du 1^{er} métatarse, aspect dorso-médial de la première articulation métatarso- 		

	<p>phalangienne.</p> <p>4. SMB = Base du 2e métatarse, aspect dorso-médial de la deuxième articulation métatarso-cunéiforme.</p> <p>5. SMH = Tête du 2e métatarse, aspect dorso-médial de la deuxième articulation métatarso-phalangienne.</p> <p>6. VMB = Base du 5e métatarse, aspect dorso-médial de la cinquième articulation métatarso-cuboidienne.</p> <p>7. VMH = Tête du 5e métatarse, aspect dorso-médial de la cinquième articulation métatarso-phalangienne.</p> <p>Médio-tarse :</p> <p>8. TN = Apex médial de la tubérosité naviculaire.</p> <p>Calcaneum :</p> <p>9. CA = Attache du tendon d'Achille (partie postérieure du calcaneum)</p> <p>10. PT = Apex latéral du tubercule péronéen.</p> <p>11. ST = Apex médial du sustentaculum tali.</p> <p>12. LM = Apex distale de la malléole latérale.</p> <p>Jambes :</p> <p>13. TT = Partie antérieure de la proéminence de la tubérosité tibiale.</p> <p>14. HF = Apex proximal de la tête de la fibula.</p>	<p>➤ Calcul entre deux points.</p> <p>➤ Calcul entre deux points.</p>	
--	--	---	--

	15. MM = Apex distale de la malléole médiale.	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Procédure de calibration par pointeur. ➤ Calcul entre deux points. 	
Procédure de calibration	<p>Dorsi/plant neutre : Zéro degré entre l'axe longitudinal du tibia/fibula et la ligne perpendiculaire à l'aspect plantaire du pied, projeté dans le plan sagittal du tibia/fibula.</p> <p>Inv/éver neutre : zéro degré entre l'axe longitudinal du tibia/fibula et la ligne perpendiculaire de l'aspect plantaire du pied, projeté dans le plan frontal du tibia/fibula.</p> <p>Rotation int/ext neutre : Zéro degré entre la ligne perpendiculaire du plan frontal du tibia/fibula et l'axe longitudinal du deuxième métatarsien, projeté dans le plan transverse du tibia/fibula</p>		

Évaluation de la tâche unipodale

Étapes	Notes	Remarques	Ö
Appuyer sur "auto-zéro" + essai à blanc (cinétique)			
Nom du fichier : _____			
Échelle de douleur (VAS)	1. Passer au participant l'échelle de douleur #2	/100 mm	
Revoir la familiarisation de la tâche	1. Refaire l'essai de la tâche à titre de rappel.		
Positionnement du participant	1. Demander au participant de placer un pied sur chaque plate-forme de force (gabarit). 2. Le participant doit attendre le signal du début	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Le participant devra mettre les mains sur les hanches ➤ Faire marcher entre chaque 	

	et de la fin de l'évaluation.	essai. ➤ Tenter de garder une posture stable. (sans trop d'oscillation)	
Période d'acquisition en tâche unipodale Temps d'acquisition : 12 secondes 4 essais réussis doivent être conservés	Nom de l'essai 1 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 2 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 3 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 4 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 5 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 6 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	

Évaluation de la tâche d'obstacle

Étapes	Notes	Remarques	Ö
Échelle de douleur (VAS)	1. Passer au participant l'échelle de douleur #3	/100 mm	
Revoir la familiarisation de la tâche	1. Refaire l'essai de la tâche à titre de rappel.		
Position du matériel	1. Installer la marche de 17cm de hauteur de manière à ce que la réception du pied instrumenté se fasse sur la plate-forme de force Bertec.		
Positionnement du participant	1. Demander au participant de se tenir en position détendue sur le bloc de départ. 2. Il sera demandé de descendre avec le pied	➤ Avoir les mains sur les hanches ➤ Aucune rotation du corps ➤ Fixer un point devant soi	

	instrumenté en premier. Le pied non instrumenté sera déposé en second sur la deuxième plate-forme de force.		
Demander une vitesse confortable et appuyer sur "auto-zéro" + essai à blanc			
Étendue du temps à vitesse confortable : (____;____)			
Période d'acquisition, dépôt du pied sur la plate-forme, vitesse confortable	Nom de l'essai 1 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 2 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 3 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 4 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 5 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 6 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
Temps d'acquisition : ____ secondes			
4 essais réussis doivent être conservés			
Familiarisation de la tâche de descente, avec métronome, 2 ^{ème} essai.	Temps obtenus : Essai 1 : ____ <input type="checkbox"/> Essai 2 : ____ <input type="checkbox"/> Essai 3 : ____ <input type="checkbox"/> Étendue vitesse réduite : (____;____)	➤ Vérifier l'acceptation de l'essai selon l'étendue de la vitesse réduite ➤ Cocher <input type="checkbox"/> si l'essai est réussi	
Période d'acquisition, Dépôt du pied sur la plate-forme, vitesse réduite	Nom de l'essai 1 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 2 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 3 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 4 :	Conservé : <input type="checkbox"/> Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Temps d'acquisition : ____ secondes		

4 essais réussis doivent être conservés	Nom de l'essai 5 :	Conservé : <input type="checkbox"/>	
		Refusé : <input type="checkbox"/>	
	Nom de l'essai 6 :	Conservé : <input type="checkbox"/>	
		Refusé : <input type="checkbox"/>	

Fin de l'évaluation.

Notes et/ou commentaires sur l'évaluation